

Hochschule für Angewandte Wissenschaften , Aalen
Fachbereich Optik und Mechatronik
Studiengang Augenoptik und Hörakustik

Bachelorarbeit

Zur Erlangung des akademischen Grades eines Bachelor of Science (FH)

Thema:

Evaluierung der Verifikation einer Hörsystemversorgung durch eine objektive
Chirp-BERA

Verfasser:

Lena Sichelschmidt
Matrikel-Nr. 26904

- | | |
|---------------|--|
| 1. Gutachter: | Prof. Dr. Annette Limberger, HTW Aalen |
| 2. Gutachter: | Rainer Thie, Pilot Blankenfelde GmbH |

Vorgelegt am: 16.12.2011

Zusammenfassung

Hörsystemversorgungen werden bei Erwachsenen mit subjektiven Verfahren validiert. Bei Säuglingen/Kleinkindern können diese Verfahren nicht angewendet werden, da sie keine Aussage über ihr Hören und Hörempfinden machen können.

Es gibt verschiedene Ansätze für eine objektive Verifizierung einer Hörsystemversorgung bei Säuglingen/Kleinkindern. In dieser Arbeit wird die Möglichkeit der Verifikation mittels einer Chirp-BERA untersucht.

Dazu wurden Messungen an einem Kopf- und Rumpfsimulator sowie an drei Probanden vorgenommen. Im ersten Teil wurden die Stimuli auf ihre möglichen Veränderungen durch die Hörsysteme getestet, im zweiten Teil wurde geprüft, ob und wie sich die Latenzzeiten der Welle V der Probanden bei der Messung ohne und mit Hörsystemen unterscheiden. Als Stimuli wurden je ein hoch- und tieffrequenter Chirp verwendet.

Für beide Signale ergaben sich Änderungen im Frequenzbereich durch die Verarbeitung der Hörsysteme. Diese konnten anhand der Messungen am Kopf- und Rumpfsimulator aufgezeigt und analysiert werden. Die Chirp-BERA konnte auch mit Hörsystemen durchgeführt werden. Dies wurde durch die Messungen am Probanden deutlich gemacht. Nach Berücksichtigung von Laufzeiten im Freifeld und in den Hörsystemen konnten die Messungen ohne und mit Hörsystem verglichen werden. Es ergaben sich Änderungen in der Amplitude und der Latenzzeit der Welle V. Die Latenzzeiten der Messung ohne Hörsysteme und die korrigierten Latenzzeiten der Messungen mit Hörsystemen wurden ausgewertet. Es wurde festgestellt, dass sie sich erwartungsgemäß unterscheiden. Generell ist eine Verifizierung der Hörsystemanpassung mit der Chirp-BERA möglich.

Abstract

For adults, hearing aids are usually evaluated with a subjective measuring process. For babies/toddlers with impaired hearing this is not possible because they cannot communicate sufficiently in with regards to their hearing.

There are several approaches to use objective verification methods of the hearing aid fitting for young children. This thesis examines the possibility to verify the hearing aid with a Chirp-ABR.

For this purpose measurements were done with a head- and torso simulator as well as with three test persons. In the beginning, the signals were tested for possible changes through the hearing aids. As a second step, it was tested if and how the latencies of the wave V changed while measuring with and without hearing aid. The signals used, were one high- and one low-frequency chirp.

For both signals there were differences in the frequency-domain when tested with the hearing aid. These could be repeated and analyzed with the help of the head- and torso simulator. Tests with the test subjects showed that it is possible to use the Chirp-ABR with hearing aids. After consideration of the signal propagation delay through the hearing aids and the free field it was possible to compare the latencies measured without hearing aids with latencies measured with hearing aids. The differences were as expected shown in different amplitude and changes of the latency of the wave V.

In general it is possible to verify hearing aids with the Chirp-ABR method.

Widmung

An dieser Stelle möchte ich mich bei meiner Professorin und Betreuerin Frau Prof. Annette Limberger herzlich für Ihre Unterstützung und hilfreichen Ratschläge bedanken.

Gleiches gilt für Herrn Thie, der mir beim Messaufbau und den theoretischen Grundlagen eine große Hilfe war.

Meinen Probanden möchte ich ebenfalls für ihre Geduld und die Hilfe danken, die sie mir entgegen gebracht haben. Meinen fleißigen Korrekturleserinnen möchte ich an dieser Stelle für ihre gute Arbeit ebenfalls meinen Dank aussprechen.

Ein weiterer großer Dank geht an meine Familie und meinen Freund, die mich immer unterstützt haben und nie die Geduld mit mir verloren haben. Ohne ihre Hilfe wäre mein Studium nicht möglich gewesen.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|-----------|
| 1. EINLEITUNG..... | 7 |
| 2. THEORETISCHE GRUNDLAGEN | 9 |
| 2.1 ABLAUF EINES HÖRSCREENINGS..... | 9 |
| 2.1.1 REGISTRIERUNG OTOAKUSTISCHER EMISSIONEN (OAE)..... | 9 |
| 2.1.2 SCREENING-BERA: AUTOMATED AUDITORY BRAINSTEM RESPONSE (AABR) | 10 |
| 2.1.3 STAPEDIUSREFLEX-MESSUNG..... | 10 |
| 2.2 HÖRSYSTEMANPASSUNG | 12 |
| 2.3 OBJEKTIVE MESSVERFAHREN ZUR BESTIMMUNG DER HÖRSCHWELLE | 13 |
| 2.3.1 ALLGEMEINES | 13 |
| 2.3.2 DURCHFÜHRUNG | 14 |
| 2.3.3 BERA-VERFAHREN | 14 |
| 2.3.3.1 Klick-BERA | 14 |
| 2.3.3.2 Chirp-BERA | 15 |
| 2.3.3.3 Notched-Noise BERA | 16 |
| 2.3.3.4 Auditory Steady State Response (ASSR) | 17 |
| 2.4 VERIFIKATION DER HÖRSYSTEMVERSORGUNG | 20 |
| 2.4.1 KUPPLER-MESSUNG | 20 |
| 2.4.2 SONDENMIKROFON-MESSUNG..... | 21 |
| 2.4.3 RECD-MESSUNG (REAL EAR TO COUPLER DIFFERENCE)..... | 22 |
| 2.4.4 AUFBLÄHKURVE | 23 |
| 2.4.5 FREIFELD-MESSUNGEN..... | 23 |
| 2.5 STAND DER TECHNIK | 24 |
| 2.6 ZIELSETZUNG DER ARBEIT..... | 27 |
| 3. MATERIAL UND METHODE..... | 28 |
| 3.1 PROBANDEN..... | 28 |
| 3.2 MESSAUFBAU | 28 |
| 3.2.1 SIGNALE | 28 |
| 3.2.1.1 LChirp..... | 28 |
| 3.2.1.2 UChirp..... | 29 |
| 3.2.2 MESSUNGEN AM KOPF- UND RUMPF-SIMULATOR..... | 30 |
| 3.2.2.1 Messungen ohne Otoplastik und ohne Hörsysteme | 30 |
| 3.2.2.2 Messungen mit Otoplastik und mit Hörsystemen..... | 30 |

| | |
|---|-----------|
| 3.2.3 MESSUNGEN AM PROBANDEN | 33 |
| 3.2.3.1 Messungen über Kopfhörer ohne Hörsysteme..... | 33 |
| 3.2.3.2 Messungen im Freifeld mit Hörsystemen..... | 34 |
| 4. ERGEBNISSE..... | 38 |
| 4.1 KOPF- UND RUMPFSIMULATOR | 38 |
| 4.1.1 LCHIRP | 38 |
| 4.1.2 UCHIRP | 41 |
| 4.2 PROBANDEN..... | 44 |
| 4.2.1 ERGEBNISSE DER MESSUNG ÜBER KOPFHÖRER OHNE HÖRSYSTEME | 44 |
| 4.2.1.1 LChirp | 46 |
| 4.2.1.1.1 Rechtes Ohr | 46 |
| 4.2.1.1.2 Linkes Ohr | 48 |
| 4.2.1.2 UChirp..... | 50 |
| 4.2.1.2.1 Rechtes Ohr | 50 |
| 4.2.1.2.2 Linkes Ohr | 52 |
| 4.2.2 GEGENÜBERSTELLUNG DER ERGEBNISSE DER MESSUNGEN ÜBER KOPFHÖRER UND IM FREIFELD..... | 54 |
| 4.2.2.1 LChirp | 54 |
| 4.2.2.1.1 Rechtes Ohr | 54 |
| 4.2.2.1.2 Linkes Ohr | 56 |
| 4.2.2.2 UChirp..... | 59 |
| 4.2.2.2.1 Rechtes Ohr | 59 |
| 4.2.2.2.2 Linkes Ohr | 61 |
| 4.2.3 GEGENÜBERSTELLUNG DER MESSUNGEN ÜBER KOPFHÖRER UND DER KORRIGIERTEN ERGEBNISSE DER MESSUNGEN IM FREIFELD | 63 |
| 4.2.3.1 LChirp | 63 |
| 4.2.3.2 UChirp..... | 65 |
| 5. DISKUSSION | 67 |
| 6. AUSBLICK | 72 |
| 6.1 WEITERE MESSUNGEN | 72 |
| 6.2 WEGE IN DIE PRAXIS | 72 |
| 7. ANHANG | 74 |
| 7.1 ABKÜRZUNGEN | 74 |
| 7.2 LITERATURVERZEICHNIS..... | 76 |

| | |
|--|-----------|
| 7.3 TABELLEN- UND FORMELVERZEICHNIS | 80 |
|--|-----------|

1. Einleitung

Seit 2009 ist ein Neugeborenen-Hörscreening direkt nach der Geburt verpflichtend. Zweck des Screenings ist es, Hörschädigungen frühzeitig bis spätestens zum 3. Lebensmonat zu erkennen. Bei den betroffenen Kindern sollte die Hörsystemanpassung bis spätestens zum 6. Lebensmonat eingeleitet sein (Bundesministerium für Gesundheit 2008). Dieser Zeitpunkt für die beginnende Hörsystemanpassung hat verschiedene Gründe.

In den ersten Lebensmonaten und -jahren entwickelt sich das Kind sehr schnell. Für die einzelnen Reifungsprozesse des gesamten Hörorganes gibt es verschiedene sensible Phasen, die nicht ungenutzt verstreichen sollten. In der sensiblen Phase zur Ausbildung des zentralen Hörsystems werden die neuralen Bahnen, also die Synapsen, des Hörorganes gebildet. Fehlt eine Reizung dieser gerade entstehenden Bahnen, verkümmern diese und werden nicht richtig ausgebildet. Die fehlende Reifung kann nachträglich nur bedingt aufgeholt werden. Verstreicht die Zeit der sensiblen Phase, können irreversible Schädigungen der neuralen Bahnen zurück bleiben (Hoth 2009). Das zentrale Hörorgan ist für die Schalllokalisation und die Schallbilderkennung verantwortlich. Wenn die Bahnen nicht ausgebildet werden, kann das Kind nicht lernen, woher und von was oder wem der Schall bzw. die Sprache kommt. Dem gegenüber steht der Lernprozess der Sprache. In den ersten 12 Lebensmonaten lernt das Kind die (mutter-)sprachlichen Phoneme, innerhalb der ersten 3 Lebensjahre folgen semantische Leistungen, innerhalb der ersten 15 Lebensjahre werden grammatikalische Inhalte gelernt. Die Entwicklung auditorischer Prozesse findet also durchgehend in den ersten Lebens- und Schuljahren statt (Scollie, et al. 2005). Durch diese fehlenden Lernerfolge des Kindes bleibt das Kind kognitiv unterversorgt, es folgen Sprachentwicklungsstörungen, aber auch emotionale und psychosoziale Entwicklungsstörungen sind möglich. Hinzu kommt, dass das Kind seine möglichen intellektuellen Kapazitäten nicht voll ausnutzen kann [(Hoth 2009) (Gemeinsamer Bundesausschuss 2008)]. Zusammengefasst lässt sich sagen, schon eine geringgradige permanente Hörstörung, die nicht versorgt wird, kann zu schweren oder „gar nicht mehr therapierbaren Defiziten bei der auditiven Verarbeitung und Wahrnehmung“ (Mrowinski and Scholz 2006) führen. „Aber auch vorübergehende Hörstörungen können ab einem Hörverlust von 30 dB bei Fortbestehen oder Rezidivieren

über insgesamt mehr als 3 Monate pro Jahr bleibende Schäden auf sprachlicher, sozialer und intellektueller Ebene verursachen“ (Mrowinski and Scholz 2006).

Auf Grund der oben aufgeführten Probleme, die einer nicht versorgten Hörschädigung folgen, ist es wichtig, dass die Hörschädigung früh erkannt und versorgt wird.

Durch die Versorgung mit Hörsystemen wird das sich entwickelnde Hörorgan mit Reizen versorgt, die dafür sorgen, dass sich die neuralen Bahnen des Hörorganes in der sensiblen Phase ausbilden können. Damit hat das Kind die Chance Sprache verstehen und sprechen zu lernen. Durch die Hörsystemversorgung soll sichergestellt werden, dass die funktionelle auditorische Aufnahmefähigkeit verbessert wird und somit die Beteiligung des Kindes in Situationen, in denen Kommunikation stattfindet, gesteigert wird. Auf Grund der gesteigerten Aufnahmefähigkeit und Beteiligung des Kindes kann das Kind sensorische Fähigkeiten ausbilden, die Sprachproduktion wird angeregt, die Fähigkeit zu lesen und die soziale Kompetenz können gesteigert werden (Bagatto, et al. 2010). Für die selbstständige Sprachproduktion ist es zusätzlich wichtig, dass das Kind seine eigene Stimme hört. Erst wenn das gewährleistet ist, ist das Kind in der Lage, selber Sprache zu produzieren (Scollie, et al. 2005).

2. Theoretische Grundlagen

2.1 Ablauf eines Hörscreenings

In der Kinderrichtlinie zur Einführung eines Neugeborenen-Hörscreenings ist festgelegt, wann welche Screening-Messungen durchgeführt werden sollen.

„Das Neugeborenen-Hörscreening umfasst die Messung otoakustischer Emissionen (transistorisch evozierte otoakustische Emissionen, TEOAE) und/oder die Hirnstammaudiometrie (AABR)“ (Bundesministerium für Gesundheit 2008) für beide Ohren. Bei auffälligen Messergebnissen ist außerdem eine Kontroll-AABR am selben Tag angezeigt, spätestens aber bei der U2-Untersuchung. Diese beiden Verfahren wurden ausgewählt, da sie in kurzer Zeit eine große Amplitude in ihrer Antwort aufweisen und somit gut für ein Screening geeignet sind (Hall and Swanepoel 2010).

Bei Frühgeburten oder Risikokindern ist es nicht ausreichend, nur die otoakustischen Emissionen (OAE) zu messen, da Kinder mit einer progredienten Hörschädigung oder einer retrochochleären Hörschädigung nicht entdeckt werden [(Hall and Swanepoel 2010) (Gemeinsamer Bundesausschuss 2008)].

2.1.1 Registrierung otoakustischer Emissionen (OAE)

Otoakustische Emissionen (OAE) sind in den äußeren Haarzellen des Innenohres entstehende Schallwellen, die dann im äußeren Gehörgang gemessen werden können (Mrowinski and Scholz 2006).

Generell gibt es zwei verschiedene Arten der otoakustischen Emissionen. Es wird unterschieden in DPOAE (Distorsionsprodukt otoakustische Emissionen) und TEOAE (Transistorisch evozierte otoakustische Emissionen). Die verwendeten Signale der beiden Verfahren unterscheiden sich, sollen hier aber nicht weiter ausgeführt werden. Die TEOAE sind auslösbar bis zu einem Hörverlust von ca. 30 dB HL, die DPOAE können bis zu einem Hörverlust von ca. 50 dB HL ausgelöst werden. Damit auch schon geringgradige Hörschädigungen erkannt werden können, ist es sinnvoll, im Rahmen des Neugeborenen-Hörscreenings die Auslösung der TEOAE zu verwenden. Ein großer Vorteil ergibt sich durch die schnelle und ohne großen Aufwand durchführbare Auslösung und Messung der TEOAE. Es ist nicht nötig, Elektroden zu positionieren, es wird mit Ohrstöpseln gemessen (Hall and Swanepoel 2010). Sie geben die Möglichkeit, eine Aussage über die Funktion des

Innenohres, also der äußeren Haarzellen, zu machen. Schon im Säuglingsalter sind sie in ausgeprägter Form vorhanden.

Die otoakustischen Emissionen werden innerhalb der ersten Lebenstage ermittelt. Sollten die OAE nicht direkt auslösbar sein, kann dies durch fehlende Belüftung der Ohren begründet sein. Diese fehlende Belüftung kann gerade in den ersten Lebenstagen durch noch vorhandene Fruchtwasserreste in den Gehörgängen entstehen (Janssen 2009). Nichts desto trotz ist es wichtig, dass die Messung der OAE wiederholt wird, um eine Hörschädigung der äußeren Haarzellen ausschließen zu können. Sind die OAE auch bei wiederholter Messung nicht auslösbar, spricht dies für eine Innenohrschwerhörigkeit größer gleich 35 dB HL über einen breiten Frequenzbereich.

Die Schädigung des Hörorganes kann aber auch im Bereich hinter den äußeren Haarzellen liegen. Um dies auszuschließen, ist es zwingend notwendig, neben den OAE auch eine Screening-BERA durchzuführen.

2.1.2 Screening-BERA: Automated Auditory Brainstem Response (AABR)

Für das Neugeborenen-Hörscreening wurden spezielle Screening-Geräte entwickelt, da die BERA-Geräte, die im normalen Alltag der audiologischen Diagnostik angewendet werden, für eine schnelle Screening-Messung nicht geeignet sind. Als Stimulus wird ein Klickreiz verwendet. Die AABR-Analyse basiert auf einer einheitlichen statistischen Ermittlung der vorhandenen oder auch nicht vorhandenen Antwort. Als Antwort wird die schwellennahe Welle V gewählt.

Die Welle V wird danach ausgewertet, ob sie normal oder auffällig ist. Ist sie auffällig, sollte die Messung wiederholt werden und, wenn nötig, im weiteren Verlauf eine frequenzspezifische BERA durchgeführt werden. Als auffällig gilt die AABR, wenn ein kritischer Wert von größer oder gleich 35 dB HL erreicht wurde (Gemeinsamer Bundesausschuss 2008).

2.1.3 Stapediusreflex-Messung

Die Stapediusreflex-Messung kann als ergänzende Messung zu den Screening-Messungen hinzugefügt werden. Es ist aber in keinem Fall zulässig, anhand der Stapediusreflex-Messung eine Aussage über die Hörschwelle zu machen. Die Deutung des Reflexes ist nicht konkret möglich. Einerseits kann bei vorhandenem Reflex eine

Innenohrschwerhörigkeit vorliegen, andererseits muss keine Hörschädigung vorliegen, obwohl kein Reflex auslösbar ist (Ptok 2009). Die Schwelle des Stapediusreflexes wird in der Hörsystemversorgung bei Kindern als Unbehaglichkeitsschwelle angenommen, da diese mit den Verfahren für Erwachsene bei Kindern nicht messbar ist.

2.2 Hörsystemanpassung

Die Hörsystemanpassung bei Kindern ist im groben Ablauf der gleiche wie bei Erwachsenen. Es gibt allerdings einige Unterschiede, die beachtet werden müssen.

Da Kinder keine subjektive Aussage über ihr Hörvermögen und ihr Hören mit Hörsystemen machen können, beruhen die Einstellungen der Hörsysteme auf objektiven Messungen (Garnham, et al. 2000).

Für die Ermittlung der Hörschwelle wird eine BERA durchgeführt. Als Minimum sollten zwei verschiedene Frequenzen für jedes Ohr gemessen werden, 0,5 kHz für den tieffrequenten und 4 kHz für den hochfrequenten Bereich, bevor mit einer Hörsystemanpassung gestartet wird (Scollie, et al. 2005). Um den Verlauf der Hörschädigung abschätzen zu können, sollte zudem eine Schwelle im Hauptsprachbereich (etwa 1-2 kHz) ermittelt werden (Hall and Swanepoel 2010). Erfolgt eine frequenzspezifische BERA, z.B. die Notched-Noise BERA, wird die Anpassung genauer und präziser. Diese sollte bei einem im Screening auffälligen Kind etwa 6-8 Wochen nach der Geburt durchgeführt werden, spätestens aber 3 Monate nach der Geburt (Bagatto, et al. 2010). Weiterhin gilt, die Anpassung von Hörsystemen bei Kindern beruht immer auf einer Arbeitshypothese (Scollie, et al. 2005). In den ersten Lebensjahren ist es äußerst wichtig, alle vorhandenen Daten miteinander abzugleichen und auf Richtigkeit zu überprüfen. Die Audiometrie, objektive und zu gegebener Zeit auch subjektive Verfahren, sollten regelmäßig wiederholt werden, um auch die Hörsysteme auf die neuen akustischen Gegebenheiten einzustellen, die sich im Säuglings- und Kleinkindalter schnell ändern. Zu beachten ist weiterhin, dass die gewählte Anpassstrategie nicht lautheitsbasiert ist, sondern von dem gemessenen Hörverlust ausgeht. Dies ist mit den wenigen vorhandenen Daten begründet. Je älter das Kind wird, umso mehr Daten stehen zur Verfügung um auf lautheitsbasierte Anpassstrategien zu wechseln (Dillon 2001).

In der Kinderversorgung wird die Anpassung von HdO-Geräten empfohlen. Mit dieser Art von Hörsystemen ist die Rückkopplung geringer und elektroakustische Flexibilität ist gegeben. Ein weiterer Vorteil ist der Audioeingang, mit dessen Hilfe FM-Signale direkt eingespeist werden können. Bei HdO-Geräten ist dieser von den Eltern/Lehrern auch zugänglich ohne dass das Kind das Hörsystem abnehmen muss. Auch bei defekten Geräten ist diese Bauart vorteilhaft, da Ersatzgeräte direkt an die individuelle Otoplastik angeschlossen werden können und das Kind so während einer möglichen Reparatur nicht unversorgt bleibt [(Bagatto, et al. 2010) (Kinkel 2009)].

2.3 Objektive Messverfahren zur Bestimmung der Hörschwelle

In diesem Kapitel werden verschiedene Arten der ERA-Messungen vorgestellt, die in der audiologischen Diagnostik und im Weiteren auch als Grundlage in der Hörsystemanpassung bei Kindern verwendet werden.

2.3.1 Allgemeines

Um eine Hörschwelle mittels objektiver ERA-Verfahren zu ermitteln, werden die frühen akustisch evozierten Potentiale (FAEP) abgeleitet. Mit allen beschriebenen Messungen ist es möglich, Art und Ausmaß der Hörschädigung entlang des gesamten auditorischen Systems zu bestimmen, „vom peripheren Hörorgan bis zur neuronalen Verarbeitung“ (D. Mrowinski 2009). Nicht alle Verfahren lassen eine frequenzspezifische Aussage über das Hörvermögen zu. Die Hörschwelle wird bei diesen Verfahren so bestimmt, dass die Auslösung der Welle V verfolgt wird. Die Hörschwelle in dB nHL liegt bei dem Pegel, bei dem die Welle V noch zu sehen ist. Werden die Latenzzeiten der Welle V bewertet, ist zu beachten, dass sie bei Säuglingen verlängert sind, sich aber etwa ab dem 2. Lebensjahr denen eines Erwachsenen annähern wie aus Abb. 1 ersichtlich wird. Die Latenzzeiten der Welle I und III sowie die Interpeaklatenzen können zu weiteren diagnostischen Zwecken betrachtet werden. Für die Bewertung der Hörschwelle sind sie nebensächlich.

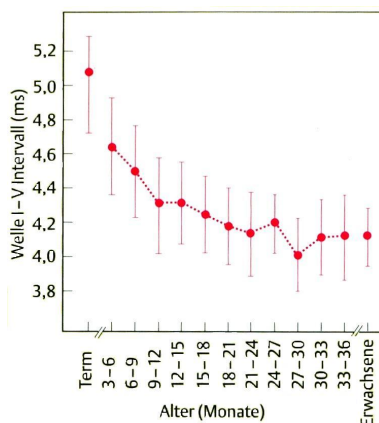


Abb. 1: Interpeaklatenzen der Wellen I und V während der ersten Lebensjahre und beim Erwachsenen (Ptok 2009)

Die Verfahren lassen keine genaue Aussage über den tatsächlichen Hörverlust zu. Mit den folgenden beschriebenen Verfahren kann der Grad der Hörschädigung abgeschätzt werden. Ist das Kind alt genug, um Verhaltens-, VRA-, Ton- und Sprachaudiometrie

durchzuführen, sind diese Ergebnisse denen der objektiven Verfahren vorzuziehen (Hall and Swanepoel 2010).

2.3.2 Durchführung

Um ein aussagekräftiges Ergebnis der ERA-Messung zu erzielen, sollte das Kind möglichst schlafen. So kann verhindert werden, dass den Reizantworten Muskelaktivitäten überlagert werden. Durch die Vermeidung von diesen myogenen Einflüssen können störungsfreie Potentiale abgeleitet werden und die Bestimmung der Hörschwelle wird genauer (Ptok 2009).

Die Elektroden werden so platziert, dass die Vertexelektrode auf dem Vertex, die Masselektrode auf der Wange oder an der Schulter und die Elektroden für die Ohren auf dem jeweiligen Mastoid sitzen. Die Vertexelektrode kann auch auf die Stirn verschoben werden, wenn der Patient einen Verband am Kopf hat oder auf eine Rasur verzichtet werden soll (Maurer, Lang and Eckert 2005). Der Widerstand jeder einzelnen Elektrode sollte weniger als 5 k Ω betragen und untereinander sollten sie etwa gleich sein, d.h. um nicht mehr als 1 k Ω differieren.

2.3.3 BERA-Verfahren

2.3.3.1 Klick-BERA

Bei Verwendung der Klick-BERA kann keine Frequenzspezifität ermittelt werden. Der Klick-Reiz ist ein Rechteck-Impuls, bei dem die Amplitude bei wiederholter Darbietung regelmäßig ansteigt und abfällt (Abb. 2). Das Frequenzspektrum ist sehr breitbandig (siehe Abb. 4).

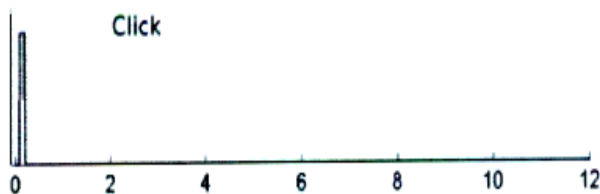


Abb. 2: Zeitverlauf eines Klick-Reizes mit einer beliebigen Amplitude (Petoe, Bradley and Wilson 2010)

Gereizt werden bei einem Normalhörenden Regionen der Cochlea von etwa 0,5 kHz bis 8 kHz. Die Auslenkung der Basilarmembran findet zu verschiedenen Zeiten statt und die Weiterleitung des breitbandigen Klick-Reizes benötigt unterschiedlich viel Zeit, um die

Basilarmembran zu durchlaufen. Somit werden die Neurone nicht gleichzeitig gereizt und die neurale Aktivität aller gereizten Nervenfasern wird verschmiert (Elberling and Don 2008). Durch die unterschiedliche Reizung feuern die Neurone entlang der Basilarmembran zu unterschiedlichen Zeitpunkten. Dadurch ergeben sich verschiedene Laufzeiten für die einzelnen Frequenzanteile des Klick-Reizes. Durch diese Laufzeitunterschiede und die damit verbundene Nicht-Synchronizität der neuronalen Aktivität werden nicht alle Aktivitäten aller Neurone zur Bildung des abgeleiteten Potentials genutzt. Eine synchrone Aktivität, die dann hauptsächlich zur Bildung des Potentials V führt, liegt in einem Frequenzbereich zwischen 2-3 kHz (Dau, et al. 2000).

Die Klick-BERA gibt trotz des wenig frequenzspezifischen Reizes einen guten Anhaltspunkt über die Intaktheit des VIII. Nerven und der auditorischen Bahnen. Eine Aussage über den Grad, die Beschaffenheit oder den Typus der Hörschädigung ist mit der Klick-BERA nicht möglich (Stapells 2000). Konkret heißt dies: Mit der Klick-BERA kann Normalhörigkeit nachgewiesen werden, bei der Erkennung einer Hörschädigung wird die Hörschwelle bei einem starken Hörverlust aber meist unterschätzt (Purdy and Kelly 2008).

2.3.3.2 Chirp-BERA

Bisher gibt es nur wenige Studien über die Durchführbarkeit der Chirp-BERA, so dass die Chirp-BERA den Weg in die Diagnostik noch nicht gefunden hat (Purdy and Kelly 2008). Dennoch soll die Chirp-BERA hier beschrieben werden, da zwei abgewandelte Chirp-Reize für die Messungen verwendet wurden. Der prinzipielle Aufbau ist gleich.

Die Überlegung, einen Chirp-Reiz zu nutzen, ist die geringe Frequenzspezifität der Klick-BERA. Die maximale Auslenkung der Basilarmembran ist von der zeitlichen Ausbreitung des Stimulus abhängig, so dass der zeitliche Abstand zwischen den Frequenzen so angepasst werden muss, dass eine synchrone Ableitung über alle Frequenzen möglich ist. Ziel ist es, mit dem Chirp eine möglichst hohe Amplitude der abgeleiteten Potentiale zu erzielen. Dafür ist eine synchrone Reizung und somit auch synchrone Ableitung nötig. Es müssen also eine maximale Anzahl von Nervenfasern für einen größeren Frequenzbereich synchron gereizt werden. Der Chirp ist so aufgebaut, dass die hohen Frequenzanteile zeitlich verzögert angeboten werden als die tiefen Frequenzen. Begründet wird dieser Aufbau damit, dass die tiefen Frequenzen mehr Zeit benötigen, um an die Stelle der maximalen Auslenkung der Basilarmembran zu gelangen. Der

Laufzeitunterschied für die einzelnen Frequenzen wird also berücksichtigt. Der Chirp ist frequenzansteigend (siehe Abb. 3) (Dau, et al. 2000).

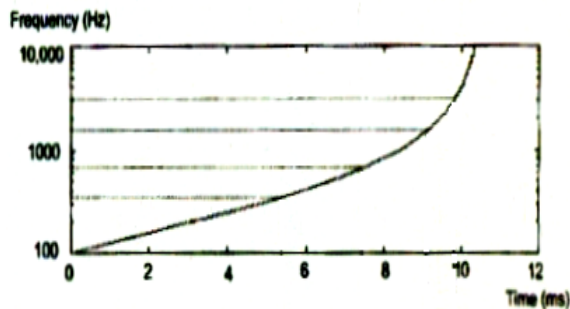


Abb. 3: zeitliche frequenzansteigende Verzögerung des Chirp-Reizes (Bell, Allen and Lutman 2002)

Zur Veranschaulichung der Breitbandigkeit des Klick- und Chirp-Reizes werden beide Frequenzspektren in Abb. 4 dargestellt.

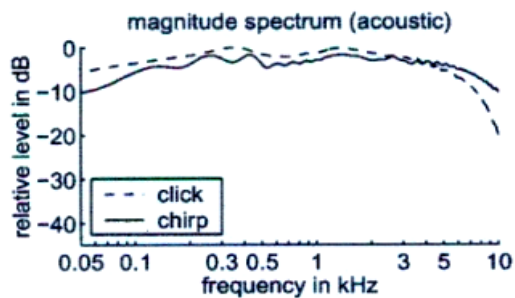


Abb. 4: Frequenzspektren des Klick- und Chirp-Reizes (Wegner and Dau 2002)

In verschiedenen Studien konnte gezeigt werden, dass die Amplitude signifikant höher ist als die von einem Klick-Reiz, die Latenzzeiten bei Chirp-evozierten Potentialen ist deutlich kürzer als bei Klick-evozierten Potentialen [(Elberling and Don 2008) (Petoe, Bradley and Wilson 2010) (Elberling and Don 2010)]. Der Vergleich der Latenzzeiten wurde hier für die in Abb. 4 gezeigten Klick- und Chirp-Reiz durchgeführt. Die für diese Thesis verwendeten Chirp-Stimuli sind frequenzspezifischer. Die Änderungen der Latenzzeiten werden in Kap. 3 und Kap. 4 beschrieben.

2.3.3.3 Notched-Noise BERA

Mit der Notched-Noise BERA ist es möglich, frequenzabhängige Schwellen zu ermitteln. Der dabei verwendete Tonpip (Abb. 5) ist für sich gesehen zu breitbandig um eine frequenzspezifische Antwort der Neurone zu erreichen.

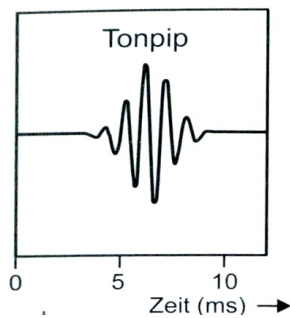


Abb. 5: Tonpip der Frequenz 1 kHz. Gezeigt wird das Zeitspektrum (D. Mrowinski 2009)

Daher wird der Tonpip einer bestimmten Trägerfrequenz mit einem Tiefpass- und Hochpassfilter versehen, so dass sich eine Kerbe, ein sogenannter „notch“, im Bereich der interessierenden Reizfrequenz bildet (siehe Abb. 6).

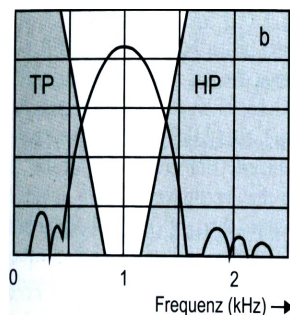


Abb. 6: Frequenzspektrum des Tonpips mit überlagertem Tiefpaß- und Hochpaßrauschen mit den Filterfrequenzen f_0 und f_H . Zwischen beiden maskierenden Geräuschen verbleibt die unmaskierte Lücke ("notch"). (D. Mrowinski 2009)

„Da das eingekerbte Breitbandrauschen die spektralen Seitenbänder des Tonpulses maskiert, kann die AEP-Antwort nur aus dem speziellen „Notch-Frequenzbereich“ stammen“ (Maurer, Lang and Eckert 2005). Die Pulsbreiten sind für alle Trägerfrequenzen gleich, die Reizrate liegt bei 41/s. Somit wird eine Messung gewährleistet, die nicht wesentlich länger in ihrer Durchführung ist als die bisher standardmäßig verwendeten BERA-Messungen. Üblicherweise werden die Trägerfrequenzen 0,5, 1, 2 und 4 kHz geprüft um über ein breites Frequenzspektrum eine Aussage über den Hörverlust machen zu können. Mit dieser Messung lässt sich die Hörschwelle sehr gut abschätzen (Stapells 2000).

2.3.3.4 Auditory Steady State Response (ASSR)

Die ASSR-Messung ist ein automatisches Verfahren, mit dem es möglich ist, frequenzspezifische Aussagen über die Hörschwelle zu machen. Sie wird vor allem dann angewendet, wenn mit einem anderen frequenzspezifischen Verfahren, z.B. mit der

Notched-Noise BERA, im tieffrequenten Bereich keine auswertbaren Ergebnisse vorliegen. Dies kann häufiger vorkommen, da gerade im tieffrequenten Bereich unter 0,5 kHz keine eindeutige Zuordnung und Auswertung der Welle V vorgenommen werden kann (Stapells 1994).

Bei der ASSR werden die verwendeten Stimuli über die Zeit mit einer bestimmten Rate in seiner Frequenz und/oder Amplitude moduliert. Die Modulation des Signals ist die charakteristische Eigenschaft, um eine ASSR zu erzeugen. Die Potentiale, die durch die Reizung im Gehirn entstehen, folgen der Zeitstruktur des Reizes. So kann mit der ASSR gezeigt werden, wie das Gehirn dem periodisch geänderten Stimulus folgt oder auch wie der Stimulus bei einer bestimmten Rate durch das Gehirn „fährt“. Die evozierte Antwort resultiert in einem Peak von neuraler Aktivität bei der Stimulationsrate.

Typischerweise wird für die Bestimmung der Hörschwelle ein reiner Ton gewählt, der dann in seiner Amplitude moduliert wird. Über die Trägerfrequenz wird bestimmt, welche Stelle der Basilarmembran angeregt werden soll. Mit der Modulationsfrequenz wird bestimmt, wie oft diese Region angeregt werden soll. Wird der Sinuston in seiner Frequenz moduliert, gibt die Modulationsfrequenz die Bandbreite an, über die moduliert wird. In diesem Bereich wird dann die Basilarmembran angeregt. Je geringer die Modulationsfrequenz ist, desto geringer ist der Bereich auf der Basilarmembran, der gereizt wird und von dem im weiteren Verlauf der Reizweiterleitung die Antwort abgeleitet wird. Durch dieses Verfahren wird eine hohe Frequenzspezifität erreicht. In der Regel wird für Kinder eine Modulationsfrequenz von 80 Hz verwendet, da hier keine Altersabhängigkeit und kein Einfluss durch Vigilanz bestehen. Die erhaltene Antwort entsteht im Hirnstamm. Die ASSR-Messung lässt wie die BERA-Messung also keine Aussage über Schädigungen in kortikalen Bereichen zu. Werden Aussagen über den kortikalen Bereich benötigt, kann mit einer Modulationsfrequenz von 40 Hz gearbeitet werden. Da aber ein Vigilanzeinfluss vorhanden ist, sollte diese Messung für Säuglinge/Kinder nicht verwendet werden (Hall and Swanepoel 2010).

Eine weitere Möglichkeit der Modulation besteht in der simultanen Modulation von Amplitude und Frequenz der Trägerfrequenz des Sinustons. Die Modulationsfrequenz unterscheidet sich für die Amplitude und die Frequenz.

Alle drei Arten der ASSR-Stimuli werden in Abb. 7 zur besseren Verständlichkeit je in der Zeit- und Frequenzdarstellung gezeigt [(Hall and Swanepoel 2010) (Mrowinski and Scholz 2006)].

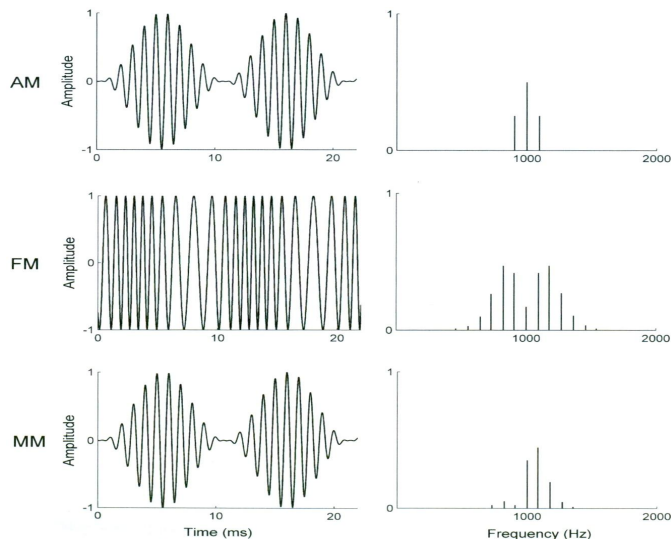


Abb. 7: Modulationsarten der ASSR in Zeit- und Frequenzauflösung. Oben: Amplitudenmodulation mit Trägerfrequenz 1 kHz, Modulationsgrad 100 % und einer Modulationsfrequenz von 90 Hz. Mitte: Frequenzmodulation mit Trägerfrequenz von 1 kHz und einer Modulationsfrequenz von 1 kHz. Unten: Mixed-Modulation mit Trägerfrequenz 1 kHz und Amplituden- und Frequenzmodulation (Hall and Swanepoel 2010)

Die Messung kann ein- oder beidohrig durchgeführt werden. Bei der beidohrigen Stimulation wird für das rechte eine andere Trägerfrequenz sowie eine andere Modulationsfrequenz als für das linke Ohr gewählt. Der Stimulationspegel sollte dabei mindestens 80 dB nHL betragen, da sonst die einzelne Basilarmembran in Interaktion mit der Basilarmembran des Gegenohres treten kann. Bei der Auswertung ist es möglich, die Antworten über die neurale Aktivität dem entsprechenden Ohr zuzuordnen. Dabei sollte beachtet werden, dass die Antwort geringer ausfällt als bei einohriger Darbietung. Ein großer Vorteil der beidohrigen Stimuluspräsentation ist die Zeitersparnis [(Hall and Swanepoel 2010) (Mrowinski and Scholz 2006)].

2.4 Verifikation der Hörsystemversorgung

Im weiteren Verlauf der Hörsystemanpassung ist es wichtig, die Anpassung ständig zu validieren und zu verifizieren, um eine normale Entwicklung des Kindes zu gewährleisten. Die Validierung sowie die Verifizierung sollten regelmäßig und gewissenhaft ausgeführt werden und immer in Interaktion mit allen Beteiligten ausgeführt werden. Nur so kann eine gute Entwicklung des Kindes entstehen.

Die Validierung von Hörsystemen bezieht sich auf den Nutzen, den das Kind im Alltag durch die Hörsystemversorgung erfährt. Validierungsmessungen können Fragebögen sein, die durch die Eltern des Kindes beantwortet werden. Bei älteren Kindern können dann die Sprachaudiometrie oder die Aufblähkurve zur Validierung verwendet werden.

Im Gegensatz dazu stehen die Verifikationsmessungen. Hier wird überprüft, ob die Hörsysteme nach den Zielvorgaben eingestellt sind. Überprüft werden die Hörsysteme bezüglich des Frequenzgangs und des Ausgangsschalldruckpegels. Mögliche Verfahren sind hier Sondenmikrofon- und Kupplermessungen.

Die Hörsystemanpassung sollte mit objektiven Messverfahren verifiziert werden, da Säuglinge und Kleinkinder keine schlüssigen Aussagen über ihr Hören machen können (Garnham, et al. 2000). Daraus kann eine Unter- oder Überschätzung der Verstärkung resultieren, die mit den objektiven Messverfahren vermieden werden soll. Bei diesen (semi-)objektiven Verifikationsmessungen kann in Kuppler-Messungen und Real-Ear Measurements (REM) unterschieden werden. Die REMs erfordern von den Audiologen mehr Erfahrung und Training als für die Kuppler-Messungen. Die Ergebnisse sind stark von der Positionierung des In-Situ Schlauches abhängig, bieten bei richtiger Durchführung aber genauere Ergebnisse als die Kuppler-Messungen (Frye and Martin 2008).

2.4.1 Kuppler-Messung

Mit der Kuppler-Messung können die elektroakustischen Eigenschaften von Hörsystemen bestimmt werden. Dabei wird das Hörsystem mit dem Winkel an einen Kuppler angeschlossen. In den meisten Fällen ist dies ein 2 cm³-Kuppler, der die akustischen Eigenschaften des Ohres nachbilden soll. Für die Kinderanpassung gibt es einen speziellen Kinder-Kuppler, der ein kleineres Volumen hat und so näher an die Beschaffenheiten eines Kinderohres angepasst ist. Die Resonanzfrequenz des Kupplers ist

bei dem Kinder-Kuppler höher als die Resonanzfrequenz beim 2 cm³-Kuppler. Bei der Kuppler-Messung werden die individuelle Otoplastik und die individuellen Gehörgangseigenschaften nicht berücksichtigt.

Die Messung mit dem Kinder-Kuppler hat sich nicht durchgesetzt. Das und die Nicht-Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten hat sich zu Gunsten der Sondenmikrofon-Messung entwickelt. Eine genauere und praktikablere Alternative ist die RECD-Messung (Kap. 2.4.3)

2.4.2 Sondenmikrofon-Messung

Die Sondenmikrofon-Messung gehört zu den Real-Ear Measurements (REM). Durch die Messung direkt am Ohr können die individuellen Gegebenheiten in der Verifikation der Hörsysteme berücksichtigt werden.

Ziel der Sondenmikrofon-Messung ist es, die reine Verstärkung (REIG = Real Ear Insertion Gain) der Hörsysteme zu ermitteln. Die Messung sollte für einen breiten Frequenzbereich für leise, mittlere und laute Eingangspegel durchgeführt werden.

Dazu sind zwei Messungen nötig. Für beide Messungen wird ein In-Situ Schlauch in den Gehörgang eingeführt, damit der am Trommelfell reflektierte Schall gemessen werden kann.

Im ersten Teil wird die natürliche Verstärkung des individuellen Gehörgangs ermittelt (REUG = Real Ear Unaided Gain). Die Messung erfolgt ohne Hörsysteme. Gemessen werden die akustische Dynamik des äußeren Ohres und die natürliche Verstärkung des Gehörganges (Frye and Martin 2008). Die REUG verändert sich mit dem Alter. Mit steigendem Alter sinkt die Resonanzfrequenz des Gehörganges zu tieferen Frequenzen (Bei Säuglingen/Kleinkindern: 5-6 kHz, ab etwa 2-3 Jahren: ca. 3 kHz). Diese Veränderung wird mit Messung der REUG berücksichtigt.

Im zweiten Teil wird die REAG (=Real Ear Aided Gain) gemessen. Dazu wird zusätzlich das Hörsystem eingesetzt und angeschaltet. Auch hier wird über das Sondenmikrofon der Schall aufgenommen, der am Trommelfell reflektiert wird. Die Resonanzwirkung des Gehörganges fällt weg, diese Änderung wird mit dieser Messung berücksichtigt. Die Verstärkung von Hörsystem und Gehörgangsrestvolumen wird ermittelt (REAG).

Aus der Differenz von REUG und REAG ergibt sich die reine Verstärkung (REIG) des Hörsystems (Kießling 2008). In Abb. 8 wird dieser Zusammenhang grafisch dargestellt.

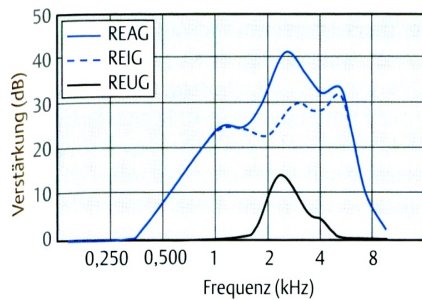


Abb. 8: In-Situ gemessene Frequenzgänge für REUG und REAG. Die REIG, d.h. die wirksame akustische Verstärkung, ergibt sich aus der REAG abzüglich der REUG (Kießling 2008)

Die ermittelte Insertion Gain sollte dann die Zielkurven der gewählten Anpassstrategie treffen.

Die Sondenmikrofon-Messung erfordert eine Beteiligung des Hörsystemträgers. Für Kinder kann der In-Situ Schlauch auf Dauer unangenehm sein sowie die recht lange Kooperationszeit, die nötig ist. Daher ist die RECD-Messung eine gute Alternative, um die Anatomie des Kinderohres mit individueller Otoplastik zu messen.

2.4.3 RECD-Messung (Real Ear to Coupler Difference)

Bei der RECD-Messung wird die Differenz zwischen dem individuellen Gehörgangsvolumen und dem 2 cm³-Kuppler bestimmt. Diese Messung besteht wieder aus zwei Teilen.

Die Reihenfolge der Messungen wird meist von der verwendeten Testbox vorgegeben. Bei der Messung des individuellen Gehörgangsvolumens wird die individuell angefertigte Otoplastik eingesetzt und der In-Situ Schlauch, der den reflektierten Schall des Trommelfells aufnimmt, in den Gehörgang eingeführt. Der reflektierte Schall wird dann von dem Volumen des Kupplers abgezogen und es ergibt sich die RECD. Durch diese Messung wird die Kooperationszeit für Kinder deutlich verkürzt (Frye and Martin 2008).

Die Einstellungen der Hörsysteme können dann über die oben genannten Kuppler-Messungen unter Berücksichtigung der individuellen Gegebenheiten überprüft werden.

Die Differenz zwischen Kuppler und Ohr wird kleiner, je größer das gemessene Ohr ist. Dies bedeutet, mit steigendem Alter wird die Differenz kleiner. Die Verstärkung der Hörsysteme richtet sich in der Kinderanpassung nach den RECD-Werten. Diese ändern sich in den ersten Lebensmonaten stark, da das Ohr des Kindes sehr schnell wächst. Es ist also unerlässlich, die RECD wann immer möglich zu messen, gerade wenn neue

Otoplastiken angefertigt wurden. So kann die Verstärkung für die einzelnen Frequenzen genauer eingestellt werden [(Bagatto, et al. 2010) (Frye and Martin 2008)].

2.4.4 Aufblähkurve

Die Aufblähkurve gibt die Hörschwelle im Freifeld mit Hörsystemen an. Hier wird eine alters- und entwicklungstypische Audiometrie mit den angepassten Hörsystemen durchgeführt.

Ziel ist, dass die Aufblähkurve über alle Frequenzen recht flach verläuft, so dass ein möglichst großer Anteil der sprachrelevanten Frequenzanteile übertragen wird (Kinkel 2009).

2.4.5 Freifeld-Messungen

Die jeweils durchführbaren Messungen im Freifeld mit Hörsystemen richten sich nach dem Entwicklungsalter des Kindes. Je kleiner das Kind, desto schwieriger ist es, aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten. Die Aufmerksamkeits- und Kooperationsspanne ist bei Säuglingen/Kleinkindern sehr gering, so dass nur wenige Informationen über wenige Frequenzen ermittelt werden können. Hinzu kommt, dass nicht alle verwendeten Stimuli repräsentativ für Sprache sind (Bagatto, et al. 2010). Die zur Verfügung stehenden Verfahren werden in Abb. 9 in Abhängigkeit vom Alter, in dem die Messungen durchführbar sind, aufgelistet. Sie sollen hier nicht weiter ausgeführt werden.

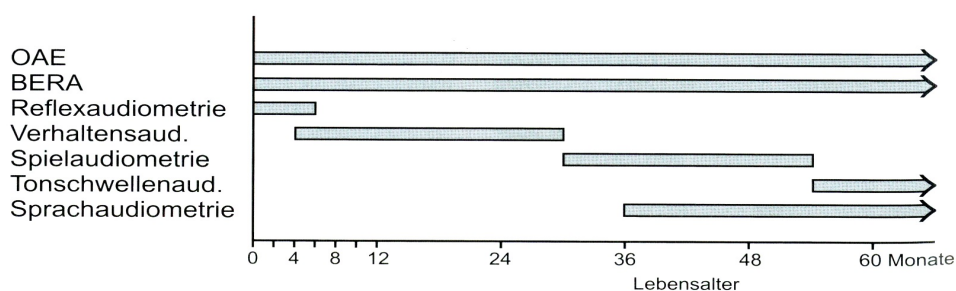


Abb. 9: Die verwendbaren Hörprüfmethoden in Abhängigkeit vom Entwicklungsalter. Bis auf die OAE, BERA und Tonschwellenaudiometrie können die Verfahren auch im Freifeld mit Hörsystemen angewendet werden (Mrowinski and Scholz 2006)

2.5 Stand der Technik

Neben den oben beschriebenen Verifikationsmessungen gibt es verschiedene neue Ansätze, wie die Hörsystemanpassung mit objektiven Verfahren verifiziert werden kann. Die Anwendung objektiver Verfahren zur Hörsystemverifikation bei Kindern ist sinnvoll, da die Real-Ear Measurements nur dann sinnvoll und adäquat eingesetzt werden können, wenn die aktuelle unversorgte Hörschwelle bekannt ist und somit die Hörsysteme auf die Zielkurven angepasst werden können.

Ob ABR-Messungen hilfreich sein können, um die Verstärkung von Hörsystemen zu verifizieren, wurde in den 80er Jahren in einer Studie von Beauchaine et al. geprüft. In dieser Studie sollten auch Limitierungen der ABR aufgedeckt werden, die berücksichtigt werden müssen, sobald die ABR mit Hörsystemen gemessen wird. Bei den Probanden wurde eine Klick-BERA ohne und mit Hörsystemen durchgeführt. Hier konnte gezeigt werden, wie wichtig es ist, die Zeit, die das Signal im Freifeld benötigt, um von der Freifeldbox bis zum Ohr zu gelangen, zu berücksichtigen. Diese Laufzeit des Signals im Freifeld muss von den Latenzzeiten abgezogen werden um die Latenzzeiten ohne und mit Hörsystemen vergleichen zu können. Die zeitliche Verzögerung durch Hörsysteme wurde dabei unterschätzt, außerdem wurde ohne Otoplastik gemessen. Für Messungen im Freifeld mit Hörsystemen ist es wichtig, die Messungen mit Otoplastik durchzuführen. Die nicht berücksichtigte Zeitverzögerung führte dazu, dass die Verstärkung der Hörsysteme unterschätzt wurde in Bezug auf die Auswertung von Veränderungen der Latenzzeiten der Welle V von unversorgter zu versorgter ABR-Messung. Die Vergleiche zwischen versorgter und unversorgter Messung müssen also unter Berücksichtigung aller Prozesse im Hörsystem und im Freifeld durchgeführt werden (Beauchaine, et al. 1986).

Ob die ABR-Messung überhaupt für eine Bewertung von Hörsystemen hinzugezogen werden kann, wurde außerdem in einer Studie von Garnham et al. untersucht. Dazu wurde eine ABR-Messung ohne und mit Hörsystemen durchgeführt. Zudem wurden subjektive Verfahren angewendet, um die Hörschwelle zu bestimmen. Ziel war ein Vergleich zwischen der objektiv und subjektiv ermittelten Hörschwelle, sowie die Verarbeitung der Hörsysteme zu prüfen. Die ABR wurde mit drei verschiedenen Stimuli durchgeführt (Klick, Tonpip mit 1 kHz, Wobbelton mit 4 kHz), für die subjektive Audiometrie wurden entwicklungsentsprechende Verfahren angewendet. Die verwendeten Hörsysteme waren Power-HdO-Geräte (Phonak). Die Studie ergab, dass die

ABR zur Absicherung der subjektiv ermittelten Hörschwelle herangezogen werden kann. Genauer ist dennoch die subjektiv ermittelte Hörschwelle (9 dB besser als ABR-Schwelle). Bei dieser Studie lässt die ABR keine Aussage über die Einstellung der Hörsysteme zu, die lineare Verarbeitungsstrategie der Hörsysteme konnte nachgewiesen werden (Garnham, et al. 2000).

Insgesamt lässt sich sagen, dass die ABR eine gute Möglichkeit ist, die Hörschwelle mit Hörsystemen über ein objektives Verfahren zu ermitteln. Durch die subjektiven Verfahren kann die Hörschwelle mit Hörsystemen dennoch präziser ermittelt werden.

Nicht nur die ABR, sondern auch die ASSR kann eine Möglichkeit sein, die Hörschwelle mit Hörsystemen zu ermitteln. In einer Studie zu diesem Thema sollten folgende Fragen geklärt werden. „Liegen Unterschiede in der Hörschwelle vor, wenn die Stimuli der ASSR nacheinander oder simultan angeboten werden?“. „Ergibt sich ein Unterschied in der Hörschwelle, wenn der Stimulus im Freifeld angeboten wird?“. „Unterscheiden sich die Hörschwellen schwerhöriger Kinder, wenn die Hörschwelle objektiv mit einer ASSR im Freifeld mit Hörsystemen bestimmt wird oder wenn die Hörschwelle subjektiv im Freifeld mit Hörsystemen ermittelt wird?“. Aus den in dieser Studie durchgeführten Messungen lässt sich zeigen, dass es keine Unterschiede in der Hörschwelle gab beim Vergleich simultane oder einzelne Darbietung der Stimuli. Genauso bei den Messungen über Kopfhörer im Vergleich zu Freifeldmessungen. Bei den Vergleichsmessungen im Freifeld mit Hörsystemen zwischen objektiver ASSR und subjektiver Messung hingegen ergaben sich Unterschiede. Die Hörschwelle der subjektiven Messungen war besser als die über die ASSR ermittelte Hörschwelle. Dies unterstützt die Aussage von Garnham et al. (Picton, et al. 1998).

Nicht nur die frühen akustischen Potentiale der BERA und der ASSR werden genutzt, um die Hörsystemanpassung zu verifizieren. Auch die späten, also kortikale akustische Potentiale (CERA = cortical evoked response audiometry) können genutzt werden, um Hörsysteme zu verifizieren. Dabei ist zu beachten, dass sich die Latenzzeiten des P1-N1-P2-Komplexes verkürzen und nicht wie bei den frühen Potentialen verlängern. In Studien von Billings et al. wurde eine CERA-Messung mit Hörsystemen durchgeführt, bei denen die Verstärkung der Hörsysteme verändert wurde. Durch die Erhöhung der Verstärkung ergaben sich verkürzte Latenzzeiten und steigende Amplituden (Billings, Tremblay and Souza, et al. 2007). Der Einfluss der Verstärkungsänderung war anhand der Änderungen der Latenzzeiten und der Amplituden zu sehen. Kompressive Verarbeitungsstrategien der Hörsysteme beeinflussen wahrscheinlich den An- und Abstieg sowie den zeitlichen

Verlauf des Stimulus (Billings, Tremblay and Miller 2011). Die Veränderung der Stimuli durch die Hörsysteme sollte also gemessen und bei der Auswertung berücksichtigt werden.

In einer weiteren Studie wurde die CERA an drei Kindern durchgeführt um die Hörsystemanpassung zu verifizieren. Hier wurde geprüft, ob sich die P1-Latenz der schwerhörigen Kinder mit der Hörsystemanpassung in den Bereich der normalhörenden Kinder verschiebt. Eine konkrete Aussage über die Einstellungen der Hörsysteme lässt sich mit der CERA nicht machen. Es lässt sich so ermitteln, ob sich die Reifung der kortikalen Bahnen durch die Hörsystemanpassung anregen und verbessern lässt (Sharma, et al. 2005).

Im Bereich der frühen akustisch evozierten Potentiale gibt es bisher zwei verschiedene Möglichkeiten, die Hörsystemanpassung zu verifizieren. Eine Möglichkeit ist die Nutzung der Notched-Noise BERA sowie die Nutzung der ASSR. Für beide Möglichkeiten gilt, dass das verwendete Signal möglichst ohne große Änderungen durch das Hörsystem übertragen werden sollte in Bezug auf die Amplitude und die Frequenzzusammensetzung. Die Durchlaufzeiten des Hörsystems sind für die ASSR-Messungen unwichtig, bei der Notched-Noise BERA muss sie berücksichtigt werden. Die ASSR-Messung ist grundsätzlich geeignet, um die Hörsystemanpassung zu kontrollieren. In der Praxis ist dies zurzeit noch nicht zu realisieren, da die Messdauer sehr lang ist (Wolter 2005).

Das Einschwingverhalten der Hörsysteme und die damit verbundene schlechte neurale Synchronisation der Reizantworten bei Verwendung der Notched-Noise BERA lässt sich durch das Rauschen im Stimulus gut kontrollieren, da es dafür sorgt, dass die AGC (Automatic Gain Control) auf Dauer eingeschwungen ist. Des Weiteren setzen die Regelungen bei einem Eingangspegel von etwa 40 dB ein, so dass die Ableitungen bei höheren Pegeln problemlos durchgeführt werden können. Wird die Notched-Noise BERA mit Hörsystemen gemessen, verlängert sich die Latenzzeit der Reizantwort um etwa 3-4 ms. Diese Verzögerung wird verursacht durch die zusätzliche Signallaufzeit vom Lautsprecher bis zum Hörsystem. Insgesamt ist die Feinanpassung von Hörsystemen in den Bereichen Verstärkung, Regelungskorrektur und Frequenzkorrektur möglich (Pilot Blankenfelde GmbH; Steinmeier audiomed GmbH). Für dieses Verfahren der objektiven Hörsystemanpassung und -verifikation ist bereits 2002 ein Patent angemeldet worden. In diesem wird der präzise Ablauf der Verifikation einer Hörsystemanpassung erläutert (Steinmeier 2002).

2.6 Zielsetzung der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, ein weiteres Verfahren zur objektiven Verifikation zur Hörsystemanpassung bei Säuglingen/Kleinkindern zu prüfen. Die Chirp-BERA wird in der Diagnostik in Deutschland zunehmend verwendet, da sie für den tieffrequenten Bereich gute Ergebnisse liefert [(Elberling and Don 2008) (Bell, Allen and Lutman 2002)]. Es wird je ein tieffrequenter und ein hochfrequenter Chirp verwendet. Die Chirp-BERA wird im Freifeld mit Hörsystemen und über Kopfhörer ohne Hörsysteme durchgeführt.

Aus verschiedenen Studien [(Beauchaine, et al. 1986) (Billings, Tremblay and Souza, et al. 2007) (Billings, Tremblay and Miller 2011)] ist deutlich geworden, dass es wichtig ist, die Einflüsse der Hörsysteme genau zu untersuchen, um sie für die Auswertung beachten zu können. Aus diesem Grund werden die Signale mit Hilfe eines Kopf- und Rumpfsimulators aufgenommen. Zum einen in einer Messung ohne, aber auch mit Hörsystemen. So ist es möglich, genau zu prüfen, ob und wie sich die Signale durch die Verarbeitung der Hörsysteme verändern. Zusätzlich werden die Durchlaufzeiten für die verwendeten Chirp-Reize ermittelt, sowie die Laufzeit, die die Signale im Freifeld benötigen. So kann sichergestellt werden, dass die Latenzzeiten miteinander verglichen werden können.

Die grundsätzliche Frage, die es in dieser Arbeit zu beantworten gilt, lautet: „Lässt sich durch die Chirp-BERA die Hörsystemanpassung verifizieren?“

3. Material und Methode

Die Messungen lassen sich in zwei Teile gliedern. Im ersten Teil wurde ein Kopf- und Rumpfsimulator mit einem LChirp und UChirp aus einem AEP/ERA-System beschallt. So sollte der Aufbau der Chirps und der mögliche Einfluss der Hörsysteme ermittelt werden. Im zweiten Teil wurden die gleichen Stimuli verwendet um eine BERA durchzuführen sowie eine Messung im Freifeld mit Hörsystemen, um zu prüfen, ob die Hörsystemanpassung nachweisbar und verifizierbar ist.

3.1 Probanden

Für die Messungen wurden drei normalhörende Personen, eine weibliche und zwei männliche, ausgewählt, deren Hörvermögen nicht schlechter als 20 dB HL zwischen den Frequenzen 0,25 kHz und 6 kHz war. Bei allen drei Probanden lagen weder Mittelohrprobleme noch sonstige Einflüsse auf das Hörvermögen vor. Die Patienten waren zwischen 24 und 26 Jahre alt (Mittelwert: 25 Jahre).

3.2 Messaufbau

3.2.1 Signale

3.2.1.1 LChirp

In Abb. 10 ist zu sehen, dass sich der LChirp über eine Dauer von etwa 8 ms erstreckt. Mit der Zeit steigt die Frequenz an. Der Chirp berücksichtigt die Laufzeitdifferenzen der Basilarmembran für die einzelnen Frequenzen.

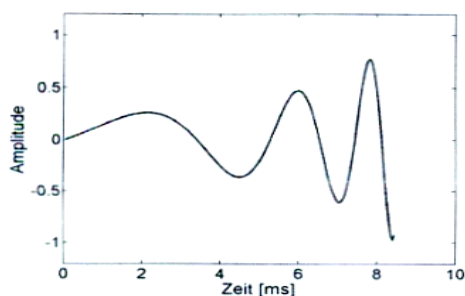


Abb. 10: In der Corona implementierter LChirp im zeitlichen Verlauf (Baljic 2007)

Das Hauptfrequenzspektrum des LChirp liegt zwischen 0,1 und 1 kHz. Dieser Frequenzverlauf wird in Abb. 11 gezeigt. Der LChirp deckt also überwiegend den tieffrequenten Bereich ab.

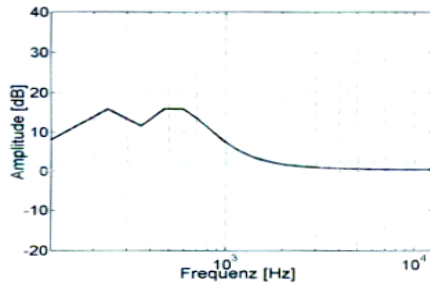


Abb. 11: Frequenzspektrum des in der Corona implementierten LChirp (Baljic 2007)

3.2.1.2 UChirp

In Abb. 12 ist zu sehen, dass der UChirp deutlich kürzer ist. Er erstreckt sich über eine Dauer von etwa 2 ms und ist somit 6 ms kürzer als der LChirp. Der UChirp hat ebenfalls die typische frequenzansteigende Charakteristik des Chirp-Reizes.

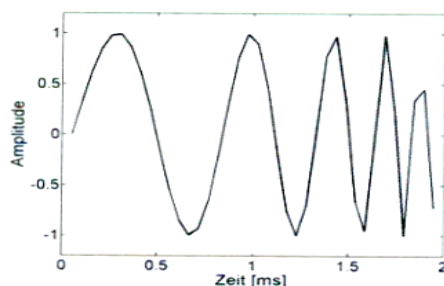


Abb. 12: In der Corona implementierter UChirp im zeitlichen Verlauf (Baljic 2007)

Der UChirp berücksichtigt die Laufzeitdifferenzen der Basilarmembran für einen höher gelegenen Frequenzbereich. Das Hauptfrequenzspektrum des UChirp liegt zwischen 1 und 10 kHz. Dies wird aus Abb. 13 ersichtlich. Somit deckt er einen hochfrequenten Bereich auf der Basilarmembran ab.

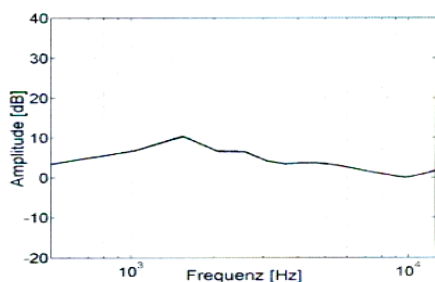


Abb. 13: Frequenzspektrum des in der Corona implementierten UChirp (Baljic 2007)

3.2.2 Messungen am Kopf- und Rumpfsimulator

Verwendet wurde der Kopf- und Rumpfsimulator 4128c (Brüel & Kjær, Bremen). Er wurde an einen Vorverstärker (4 Channel Microphone Power Supply Type 2829, Brüel & Kjær, Bremen), dieser an ein Audio Interface (Focusrite Saffire Pro 10 i/o, Focusrite, Oehringen), und dieser an die Aufnahmesoftware Cubase SE 3 angeschlossen. Der Kopf- und Rumpfsimulator befand sich frontal, in einem Abstand von 1 m und gleicher Höhe zur Freifeldbox des AEP/ERA-Systems Corona (Pilot Blankenfelde, Blankenfelde). Als Freifeldbox wurde ein 130 mm 2-Wege Aktivlautsprecher (MC Crypt Act) verwendet.

Die Messungen am Kopf- und Rumpfsimulator lassen sich in zwei Messungen gliedern:

- Messung ohne Otoplastik und ohne Hörsysteme
- Messungen mit Otoplastik und mit Hörsystemen

Der angeschlossenen Vorverstärker stand bei der ersten Messung auf Maximum, bei der Messung mit Otoplastik und mit Hörsystemen wurden die Steller auf 8,5 gestellt.

Für alle durchgeführten Messungen wurden die in Kapitel 3.2.1 beschriebenen Stimuli eingesetzt.

3.2.2.1 Messungen ohne Otoplastik und ohne Hörsysteme

Der Kopf- und Rumpfsimulator wurde mit dem LChirp und UChirp mit einer Lautstärke von 60 dB nHL beschallt. Bei dem LChirp entspricht dies einem Schalldruckpegel von 59 dB SPL am Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators, bei dem UChirp entspricht dies einem Schalldruckpegel von 57,8 dB SPL am Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators. Ermittelt wurden die Schalldruckpegel mit einem Schallpegelmesser (Hand-held Analyzer Type 2250, Brüel & Kjær, Bremen). Die Signale wurden mit dem A-Filter und in der Zeitbewertung „Fast“ bewertet.

3.2.2.2 Messungen mit Otoplastik und mit Hörsystemen

Bevor der Kopf- und Rumpfsimulator mit eingesetzten Otoplastiken und angeschlossenen Hörsystemen beschallt wurde, wurde zunächst ohne Hörsysteme und nur mit

Otoplastiken gemessen. Die Otoplastiken des Kopf- und Rumpfsimulators bestanden aus dem additionsvernetzenden Abformmaterial A/ITE (egger Otoplastik+Labortechnik GmbH, Kempten). Die verwendeten Stimuli und der Pegel blieben unverändert.

Als Hörsysteme wurden Nios Micro III (Phonak AG, Stäfa, Schweiz) ausgewählt. Die Hörgeräte wurden auf einen breitbandigen Hörverlust von 40 dB HL über alle Frequenzen eingestellt. In den Voreinstellungen der Anpasssoftware IPFG 2.6 wurde die Anpassformel DSL 5a für Erwachsene gewählt, die Akklimatisierungsstufe auf Maximum (Stufe 4) gestellt und der Okklusionsmanager deaktiviert. Des Weiteren wurde „SoundRecover“ deaktiviert, der WhistleBlock auf „Aus“, der NoiseBlock auf „Leicht“ und der Mikrofonmodus auf „Omnidirektional“ gestellt. Die Hörsysteme arbeiteten während der gesamten Messung im Automatikprogramm „Ruhige Umgebung/Verstehen im Störgeräusch“.

Die Anpassformel DSL 5a wurde angewendet, da sie in der Hörsystemanpassung bei Kindern am häufigsten verwendet wird, speziell auf Kleinkinder ausgelegt ist und eine Verbesserung in der Spracherkennung erzielt (Scollie, et al. 2005). „Das DSL[i/o]-Verfahren berücksichtigt sowohl das Lebensalter des Kindes, den Audiometerwandlertyp (Freifeld, Einsteckhörer, Kopfhörer), die Tonschwelle, die Unbehaglichkeitsschwelle, als auch das mittlere Langzeitsprachspektrum (LTASS). Die weiterentwickelte DSL m[i/o] v 5.0-Version berücksichtigt zudem die Daten der Elektrischen Reaktions-Audiometrie (ERA), überarbeitete RECD-Normwerte, Schallleitungskomponenten, Mehrkanalkompression, Zielkurven sowohl für leise als auch für laute Hörsituationen, die binaurale Anpassung und unterschiedliche Zielkurven für Kinder und Erwachsene“ (Bohnert 2008).

In Bezug auf das Lebensalter heißt das, dass die Verstärkung für Kleinkinder, Kinder und Erwachsene unterschiedlich ist. Für Kleinkinder ist die Verstärkung und die Unbehaglichkeitsschwelle höher als für Erwachsene, bei einem flach verlaufendem Hörverlust von 50 dB HL wird um 7 dB mehr verstärkt. Die Hörschwelle bei Kleinkindern und Säuglingen wird in der Regel mittels der frequenzspezifischen Notched-Noise-BERA ermittelt. DSL v5 rechnet die ermittelten dB nHL-Werte mittels hinterlegter Korrekturwerte automatisch in dB eHL um. Diese geschätzten Werte entsprechen dann denen der Messung der Hörschwelle bei Erwachsenen. Es ist dabei unbedingt darauf zu achten, welche HL-Werte das ABR-System verwendet. Werden die Daten direkt in dB eHL angegeben, findet keine Umrechnung durch DSL statt. Wichtig ist zudem, welche ABR-Messung durchgeführt wird, da sich die Korrekturen zwischen einer Notched-Noise BERA

und einer BERA mit Tonpips oder Tonbursts unterscheidet. Die hinterlegten RECD-Werte sind in der neuen Version von DSL in Monate unterteilt. Dennoch ist es wichtig, wenn möglich, die RECD-Werte des einzelnen Kindes zu ermitteln, da so eine genauere Verstärkung berechnet werden kann, da die RECD-Werte beträchtlichen individuellen Schwankungen unterliegen. Liegt eine binaurale Hörsystemversorgung vor, wird auf Grund der Pegeladdition über alle Frequenzen um 3 dB weniger verstärkt. Die Begrenzung der Hörsysteme liegt mit der Anpassformel DSL 13 dB unter der UCL. Sie wird als BOLT (Broadband Output Limiting Targets) bezeichnet und bezieht sich in der neuen Version adäquater auf Sprachsignale (Scollie, et al. 2005).

Verifiziert wurden die Einstellungen der Hörsysteme in der Messbox Verifit (AURITEC Medizindiagnostische Systeme GmbH, Hamburg). Direkt in der Messbox wurde die Anpassformel DSL 5a für Kinder angewählt. Als Prüfsignal wurde das ISTS-Signal für leise (55 dB), mittlere (65 dB) und laute (75 dB) Pegel verwendet. Mit dem ISTS-Signal ist es möglich, die Kompressionswirkung von Hörsystemen adäquat zu erfassen (Kießling 2008). Die Kurven wurden auf die Zielkurven der Verifit-Messbox angepasst. So ergaben sich die in Abb. 14 dargestellten Einstellungen in den Hörsystemen:

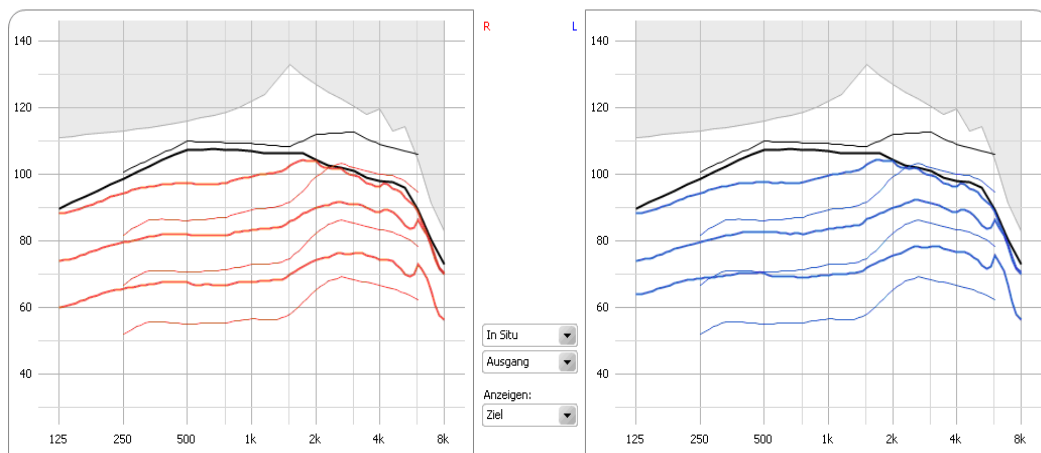


Abb. 14: Hörsystemeinstellungen für das rechte und linke Hörsystem. Gezeigt wird der Zielausgangsschalldruckpegel (dünne Linie), vorgegeben von der Phonak-Software IPFG 2.6 und der berechnete Istausgangsschalldruckpegel (dicke Linie) bezogen auf die In-Situ Situation

In der Verifit sowie in der IPFG wurden RECD-Durchschnittswerte für einen Erwachsenen ausgewählt da für den Kopf- und Rumpfsimulator keine RECD-Werte gemessen wurden. Die Hörsystemeinstellung blieb für die Probanden unverändert, daher wurden keine RECD-Werte für die Probanden ermittelt. Die Unterschiede der Ziel- und Ist-Kurven ergeben sich aus der Einstellung der Anpassformel in der IPFG Software. Hier wurde die

DSL Anpassstrategie DSL 5a für Erwachsene gewählt, in der Verifit hingegen die DSL 5a für Kinder. Dadurch sind die Abweichungen sehr groß.

Die verwendeten Chirps wurden für die Auswertung der Ergebnisse einer FFT-Analyse unterzogen, um mögliche Veränderungen durch die Hörsysteme aufzudecken.

3.2.3 Messungen am Probanden

Die Messungen am Probanden lassen sich in zwei Messteile gliedern:

- Messungen über Kopfhörer ohne Hörsysteme
- Messungen im Freifeld mit Hörsystemen

Für beide Messteile wurden die Probanden aufgefordert, sich hinzulegen, und nach Möglichkeit während der Messung zu schlafen oder zu schlummern. Die Vertexelektrode wurde auf der Stirn, die Stirnelektrode auf der Wange platziert. Die beiden Elektroden für die ipsi- und kontralaterale Ableitung wurden auf dem jeweiligen Mastoid platziert. Der Widerstand zwischen den Elektroden (single patient use ECG Electrodes, Ambu Blue Sensor P, Ambu A/S, Ballerup, Dänemark) lag bei allen Probanden unter 1 k Ω bei allen durchgeführten Messungen und hatten eine maximale Differenz von 0,5 k Ω untereinander.

3.2.3.1 Messungen über Kopfhörer ohne Hörsysteme

Die verwendeten Stimuli, LChirp und UChirp, wurden mit der Polarität Sog angeboten. Es wurden 1500 Messzähler mit einer Pegelwiederholung aufgenommen, gespeichert wurden 400 Datenpunkte für das ipsi- und kontralaterale Ohr für Speicher A und B. Das Gegenohr wurde mit einem Pegel von jeweils 30 dB unter dem Prüfpegel kontramaskiert. Die Stimulusrate betrug 17,16 Hz. Der Stimulator war der Kopfhörer DT48A (Beyerdynamic, Heilbronn).

Beide Chirp-Reize wurden bei allen Probanden für beide Ohren mit Pegeln zwischen 70 und 40 dB nHL, abgestuft in 10 dB Schritten, durchgeführt. Eine weitere Erniedrigung des Pegels war bei den Probanden nicht notwendig, da über die durchgeführte Tonaudiometrie Normalhörigkeit nachgewiesen wurde und für die Auswertung vor allem die Messungen bei 60 dB nHL wichtig waren.

3.2.3.2 Messungen im Freifeld mit Hörsystemen

Die verwendeten Stimuli wurden auch hier mit der Polarität Sog angeboten. Es wurden 2000 Messzähler aufgenommen, 400 Datenpunkte für das ipsi- und kontralaterale Ohr für Speicher A und B gespeichert. Die Stimulusrate betrug 13,13 Hz. Bei dieser Messung wurde keine Kontramaskierung durchgeführt. Als Stimulator wurde die oben beschriebene 2-Wege Aktivbox gewählt. Der Abstand zwischen der Freifeldbox und dem Probanden betrug 2 m, der Stimulus wurde von vorne in einem Winkel von 20° dargeboten. Der Abstand von 2 m wurde gewählt, um die Ruheposition der Probanden nicht zu stören.

Die Probanden trugen dieselben Hörgeräte, die schon am Kopf- und Rumpfsimulator verwendet wurden. Die Otoplastiken wurden individuell angefertigt. Sie bestanden aus Acryl, auf eine Zusatzbohrung wurde verzichtet. Beide Chirp-Reize wurden mit einem Pegel von 60 dB nHL angeboten, es wurden jeweils beide Ohren der Probanden gemessen. Das Gegenohr wurde dabei weder abgedeckt, noch wurden die Hörsysteme ausgeschaltet. Der Schalldruckpegel am Mikrofon der Hörsysteme wurde mit dem Schallpegelmesser (Hand-held Analyzer Type 2250, Brüel & Kjær, Bremen) bestimmt. Für den LChirp betrug er 54 dB SPL, für den UChirp betrug er 55 dB SPL. Das Signal wurde erneut mit dem A-Filter und der Zeitbewertung „Fast“ gemessen.

Für die Auswertung wurden zum einen die Latenzzeiten der Welle V visuell ermittelt. Dazu wurde in der Corona im Auswertmodus der Splittingmodus für die jeweilige betrachtete Kurve eingeschaltet. In diesem Splittingmodus wurden die getrennt gespeicherten Daten für die zwei verschiedenen Zwischenspeicher (A und B) getrennt angezeigt. Dadurch wurde der Zeitpunkt der Auslösung der Welle V deutlicher sichtbar. Um die Latenzzeiten noch sicherer lokalisieren zu können, wurde auch die zugehörige kontralaterale Messung hinzugezogen.

Die Latenzzeiten für den UChirp lagen für die Welle V bei einer überschwelligem Reizdarbietung bei ca. 6 ms, wie auch bei den Latenzzeiten für die Notched-Noise BERA.

Die Latenzzeiten für den LChirp waren im Verhältnis zum UChirp verlängert und lagen für die Welle V bei einer überschwelligem Reizdarbietung bei etwa 14 ms. Nach Bell et al. werden die Latenzzeiten länger, je tieffrequenter der angebotene Stimulus ist. Die Verlängerung der Latenzzeiten lässt sich konkret berechnen. Nach Baljic sollten sich die „Latenzen bei einer hochfrequenten und einer tieffrequenten Stimulation (...) genau um die Laufzeitdifferenz beider unterer Grenzfrequenzen der Stimuli unterscheiden.“ Der

UChirp hat eine untere Grenzfrequenz von etwa 0,1 kHz, der LChirp von 1 kHz. Dies resultiert in einem Latenzzeitunterschied von ca. 8 ms.

Für die Auswertung der BERA-Messungen im Freifeld musste zusätzlich die Signallaufzeit von der Freifeldbox zu den Hörsystemen berücksichtigt werden. Die Latenzzeit verlängerte sich um diese Laufzeitdifferenz. Die Freifeldbox befand sich in einem Abstand von 2 m zu den Hörsystemen, die Hörsysteme wurden in einem Winkel von 20° beschallt. Die Schallgeschwindigkeit für Temperaturen ungleich Null betrug:

Formel 1: Schallgeschwindigkeit für Temperaturen ungleich 0 °C

$$c = \left(331,6 + 0,6 \frac{t}{^{\circ}\text{C}} \right) \frac{\text{m}}{\text{s}}$$

Dies bedeutet, dass die Schallgeschwindigkeit für einen Raum mit 20 °C 343,6 m/s beträgt. Diese Schallgeschwindigkeit wurde angenommen, um die Laufzeitdifferenz von der Freifeldbox zu den Hörsystemen zu berechnen. Der Schall musste einen Weg von 2,13 m zurücklegen und benötigte dafür 6,19 ms.

Die Laufzeit von 6,19 ms musste also in der Auswertung der Latenzzeiten Welle V bei der Messung mit Hörsystemen mit berücksichtigt werden.

Es reicht allerdings nicht aus, nur die Laufzeitdifferenz des Signals von der Freifeldbox bis zu den Hörsystemen zu berücksichtigen. Es war unerlässlich, zu prüfen, wie lange das Signal benötigt, um vom Mikrofon des Hörsystems bis zum Lautsprecher des Hörsystems zu gelangen. Erst dort wird der Schall vom Ohr aufgenommen und die Weiterleitung des Reizes beginnt.

Für diesen Zweck wurde in der ACAM 5 (ACOUSTICON Hörsysteme GmbH, Reinheim) eine Messung der Durchlaufzeiten der Hörsysteme mit dem dort hinterlegten Chirp-Reiz bei 60 dB durchgeführt (siehe Abb. 15). Eine Möglichkeit, den verwendeten LChirp und UChirp in die ACAM 5 zu importieren, bestand leider nicht. Somit können sich die Durchlaufzeiten der verwendeten Chirp-Reize von dem in der ACAM 5 gemessenen Chirp unterscheiden.

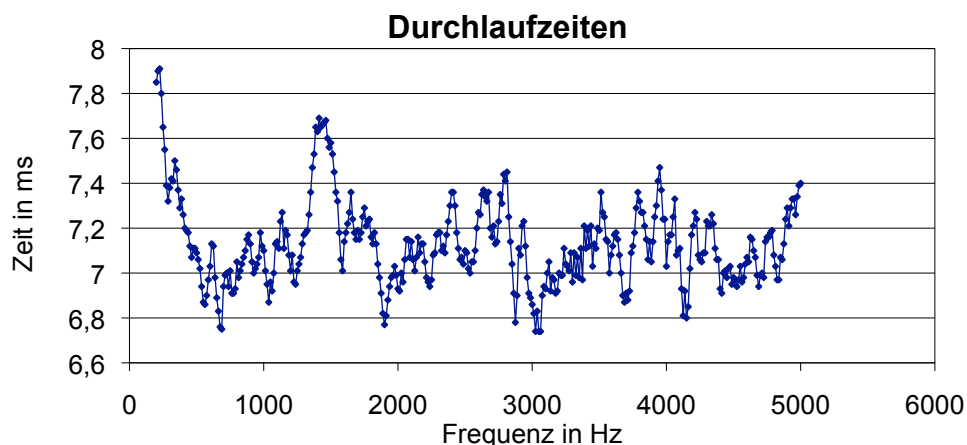


Abb. 15: Frequenzabhängige Durchlaufzeit der Hörsysteme für den implementierten Chirp für einen Pegel von 60 dB

Für den LChirp wurden die Frequenzen von 0,2 bis 1 kHz zusammengefasst, die Durchlaufzeiten der einzelnen Frequenzen gemittelt. In Tab. 1 sind exemplarisch einige Durchlaufzeiten aufgelistet. Für die Berechnung wurden alle vorhandenen Daten verwendet. Für den LChirp ergab sich somit eine gemittelte Durchlaufzeit von 7,15 ms. Die so ermittelte Durchlaufzeit sollte gut mit den tatsächlichen Durchlaufzeiten des LChirp zusammenpassen, da viele Frequenzanteile des LChirp gemessen wurden.

Für den UChirp wurden die Frequenzen von 1 bis 5 kHz zusammengefasst, auch hier wurden die Durchlaufzeiten der einzelnen Frequenzen gemittelt. Für den UChirp ergab sich somit eine gemittelte Durchlaufzeit von 7,12 ms. Für den UChirp können die Durchlaufzeiten zwischen dem gemessenen und tatsächlichen Chirp abweichen, da die Frequenzanteile ab 5 kHz fehlen.

Tab. 1: Durchlaufzeiten für einen Chirp aufgelistet für einzelne Frequenzen zwischen 0,2 und 5 kHz

| Frequenz in Hz | Durchlaufzeit in ms |
|----------------|---------------------|
| 200 | 7,85 |
| 300 | 7,38 |
| 400 | 7,26 |
| 500 | 7,09 |
| 600 | 7,03 |
| 700 | 6,94 |
| 800 | 7,05 |
| 900 | 7,13 |
| 1000 | 7,1 |
| 2000 | 6,93 |

| | |
|------|------|
| 3000 | 6,86 |
| 4000 | 7,03 |
| 5000 | 7,4 |

4. Ergebnisse

4.1 Kopf- und Rumpfsimulator

4.1.1 LChirp

In Abb. 16 zeigt sich, dass das Signal in der Messung ohne Otoplastik und ohne Hörsysteme im Freifeld nicht verändert wurde. Das Signal hat eine Länge von ca. 6 ms. Der Frequenzverlauf bleibt unverändert. Das ursprüngliche Signal ist in Abb. 10 zu sehen.

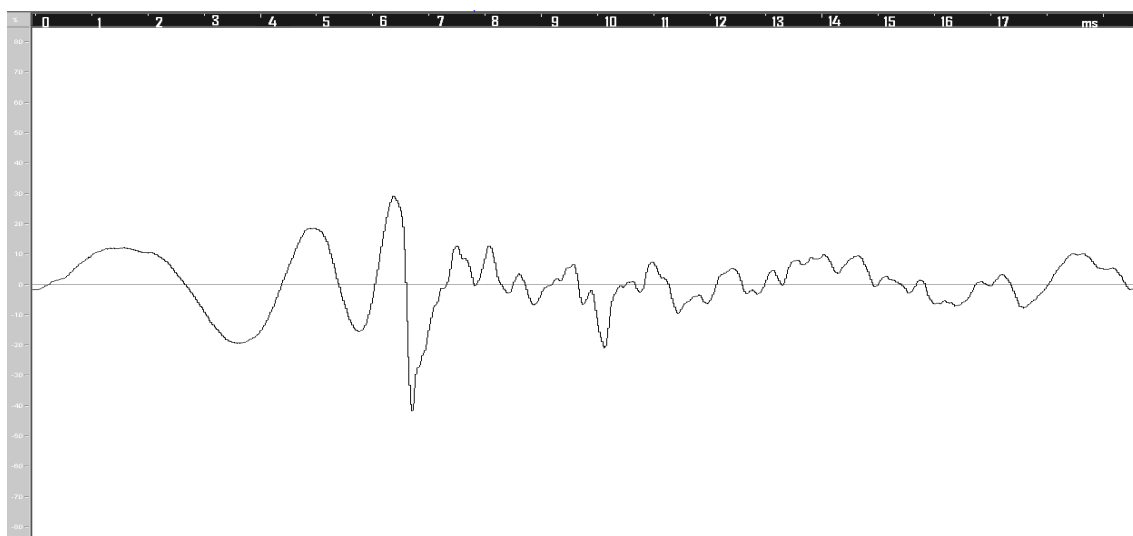


Abb. 16: LChirp aufgenommen am Kopf- und Rumpfsimulator bei einem Pegel von 60 dB nHL ohne Otoplastik und ohne Hörsysteme. Im Vergleich zu Abb. 10 ist zu sehen, dass das Signal im Freifeld nicht verändert wurde.

Im Vergleich von Abb. 16 und Abb. 17 ist eine Veränderung des Signals durch die Hörsysteme erkennbar. Das Signal wurde durch die Hörsysteme nicht verkürzt. Die Signallänge blieb auch bei der Messung mit Hörsystemen bei 6 ms. Das Signal wurde hochfrequenter. Dies zeigt sich in Abb. 17 an den enger aneinanderliegenden Wellen des Signals.

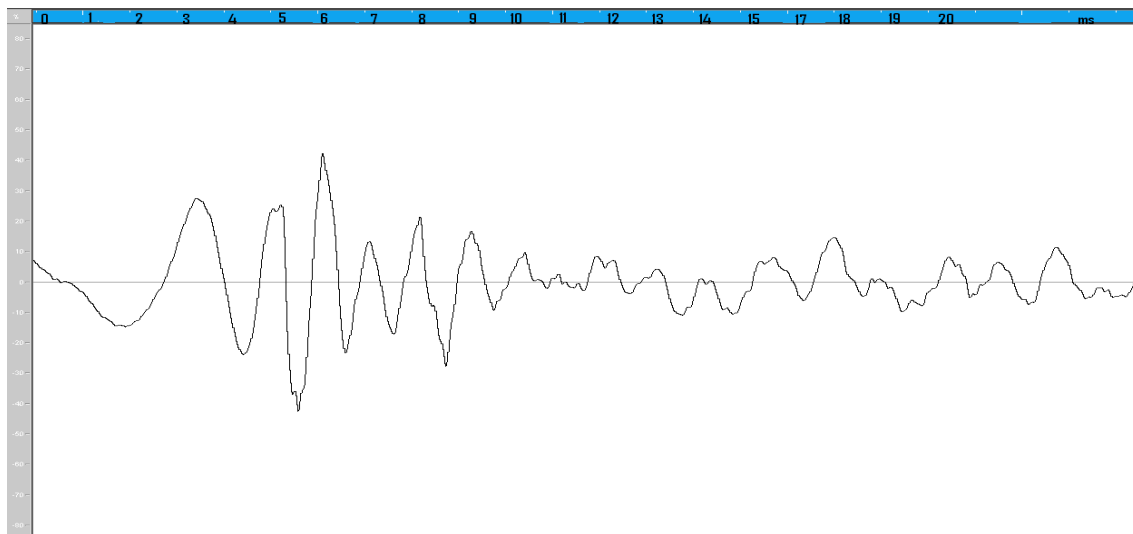


Abb. 17: LChirp aufgenommen am Kopf- und Rumpfsimulator bei einem Pegel von 60 dB nHL mit Otoplastiken und mit Hörsystemen. Das Signal blieb durch die Hörsysteme im Zeitverlauf unverändert. Anhand der näher aneinander liegenden Wellen des Signals zeigt sich eine Verschiebung zu höheren Frequenzen.

Dieser Einfluss der Hörsysteme ist auch in der durchgeführten FFT-Analyse der Signale zu erkennen. Der aufgeführte Lautstärkepegel L in dB SPL gibt nur die relative Lautstärke an (Abb. 18, Abb. 19). In Abb. 18 ist die FFT-Analyse des LChirp ohne Hörsysteme dargestellt.

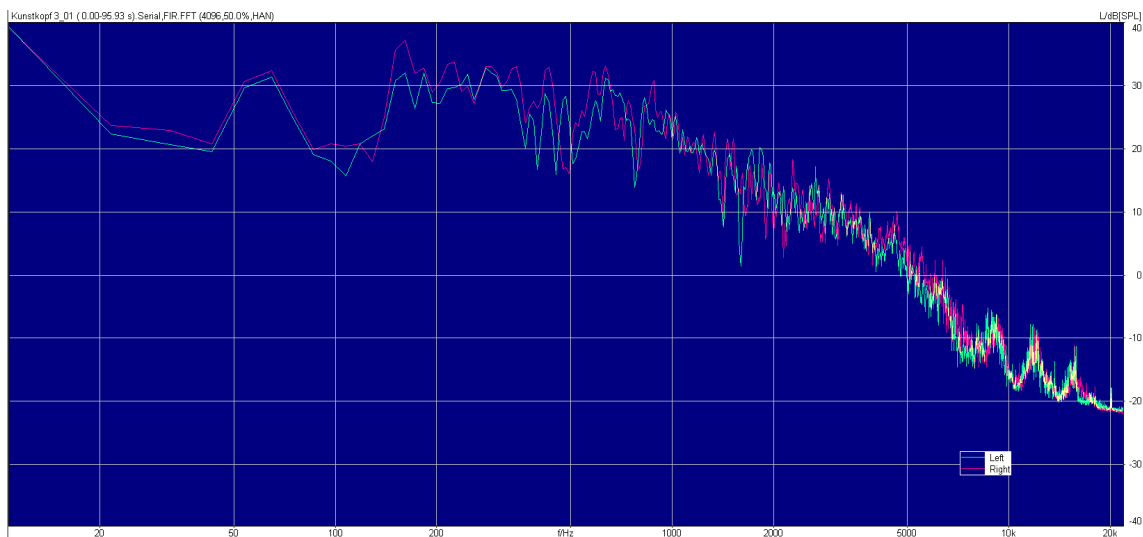


Abb. 18: FFT-Analyse des LChirp gemessen ohne Hörsysteme. Das Frequenzspektrum wird für das rechte und linke Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators separat angezeigt. Der hier aufgeführte Lautstärkepegel L gibt nur die relative Lautstärke an.

In Abb. 19 wird die FFT-Analyse des LChirp nach der Verarbeitung durch die Hörsysteme dargestellt.



Abb. 19: FFT-Analyse des LChirp gemessen mit Hörsystemen. Das Frequenzspektrum wird für das rechte und linke Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators separat angezeigt. Wird Abb. 19 mit Abb. 18 verglichen, ist zu erkennen, dass das Hauptfrequenzspektrum durch die Verarbeitung der Hörsysteme unverändert blieb, die hohen Frequenzanteile wurden mehr verstärkt.

Eine Verschiebung des Hauptfrequenzbereiches des LChirps kann nicht beobachtet werden. Er liegt weiterhin zwischen 0,1 und 1 kHz. Allerdings wurden durch die Hörsysteme die höheren Frequenzanteile (zwischen etwa 0,3 und 1 kHz) mehr verstärkt als der Frequenzbereich zwischen 0,1 und 0,3 kHz. Dieses Ergebnis lässt sich durch die Verstärkungseinstellung der Hörsysteme erklären. In Abb. 14, in der die Verstärkung der Hörsysteme dargestellt wird, ist zu erkennen, dass je höher die Frequenzen wurden, auch die Verstärkung größer wurde. Das Signal wurde um etwa 20 dB SPL verstärkt, dies entspricht der eingestellten Verstärkung in den Hörsystemen. Eine Verzerrung des Signals ist also nicht zu beobachten. Eine unverfälschte Ableitung der Chirp-BERA Potentiale sollte demnach möglich sein. Auf Grund der Durchführbarkeit der Chirp-BERA mit Hörsystemen ist auch ein Vergleich der Messungen ohne und mit Hörsystemen möglich.

4.1.2 UChirp

Aus Abb. 20 wird ersichtlich, dass der UChirp in der Messung ohne Otoplastiken und ohne Hörsysteme ohne Veränderungen am Kopf- und Rumpfsimulator aufgenommen wurde. Der Frequenz- und Zeitverlauf des UChirp wurde beibehalten. Das ursprüngliche Signal ist in Abb. 12 dargestellt.

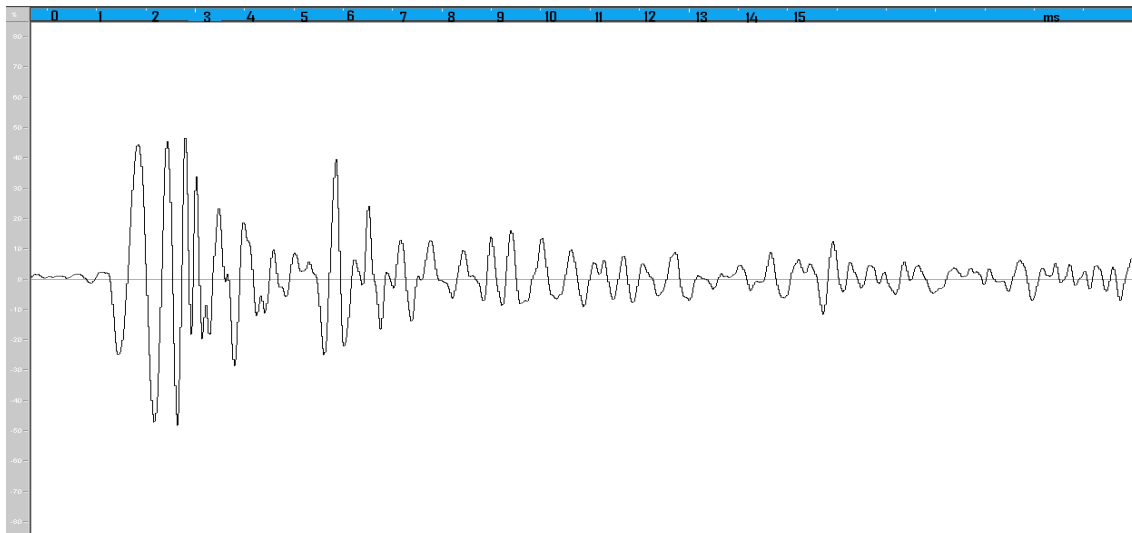


Abb. 20: UChirp aufgenommen am Kopf- und Rumpfsimulator bei einem Pegel von 60 dB nHL ohne Otoplastiken und ohne Hörsysteme. Im Vergleich mit Abb. 12 wird keine Änderung des Signals im Freifeld deutlich.

Im Vergleich der UChirp Messungen ohne und mit Hörsystemen (Abb. 20, Abb. 21) wird eine Veränderung des Signals durch die Hörsysteme sichtbar. Der Zeitverlauf des Signals blieb unverändert, der UChirp wurde durch die Hörsysteme hochfrequenter und es wurde verzerrt. Dies wird aus den enger liegenden Wellen im Zeitverlauf in Abb. 21 ersichtlich. Die Amplituden der einzelnen Frequenzen verschoben sich und entsprachen nicht mehr dem Ursprungssignal.

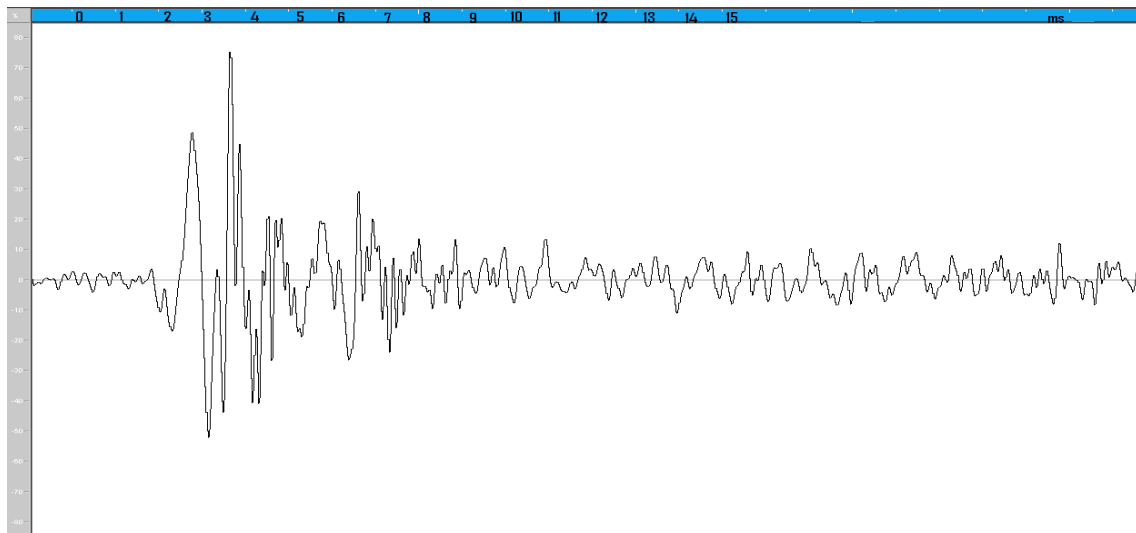


Abb. 21: UChirp aufgenommen am Kopf- und Rumpfsimulator bei einem Pegel von 60 dB nHL mit Otoplastiken und mit Hörsystemen. Im Vergleich von Abb. 21 mit Abb. 22 ist eine Änderung des Signals zu erkennen. Das Signal wurde durch die Hörsysteme verzerrt, das Signal wurde zudem hochfrequenter.

Eine genauere Betrachtung der frequenzbezogenen Änderungen ist in den Abb. 22 und Abb. 23, in denen die FFT-Analyse des UChirps gezeigt wird, möglich. Der dort aufgetragene Lautstärkepegel L in dB SPL wird auch hier nur als relative Lautstärke dargestellt.

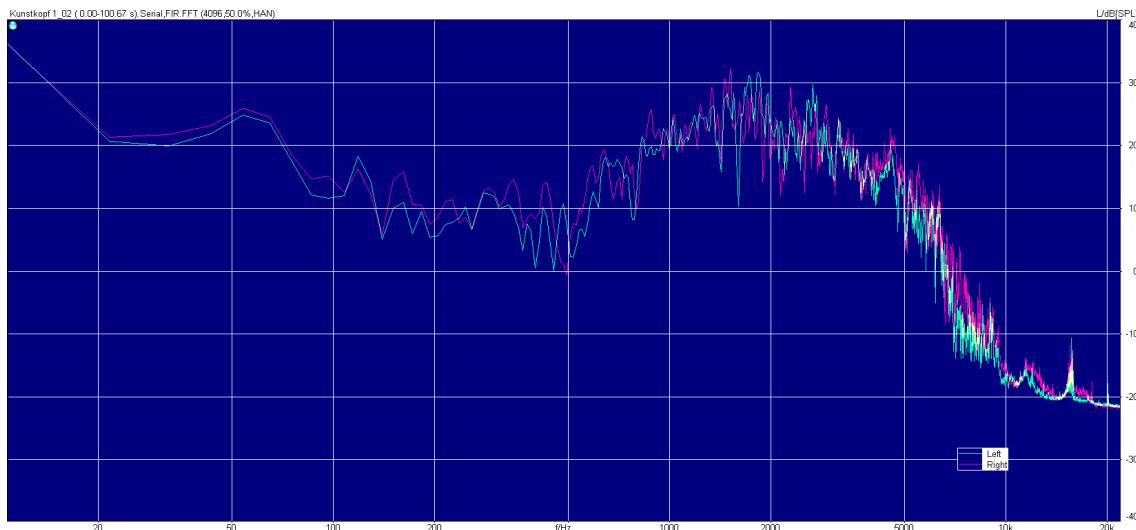


Abb. 22: FFT-Analyse des UChirp gemessen ohne Hörsysteme. Das Frequenzspektrum wird für das rechte und linke Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators separat angezeigt. Der gezeigte Lautstärkepegel L gibt den relativen Lautstärkepegel an.

Der UChirp wurde deutlich verzerrt und insgesamt deutlich hochfrequenter. Werden die Abb. 22 und Abb. 23 miteinander verglichen, ist keine lineare Verarbeitung der Hörsysteme zu erkennen. In dem Frequenzbereich zwischen etwa 0,5 kHz und 1 kHz wurde deutlich mehr verstärkt als in dem Frequenzbereich zwischen 1 und 2 kHz. Dieser

Abfall der Verstärkung im Frequenzbereich 1 bis 2 kHz ist deutlich in der FFT-Analyse zu sehen. Bei 1 kHz wurde um etwa 30 dB, bei 1,5 kHz um etwa 10 dB und bei 2 kHz um etwa 20 dB verstärkt. Ab etwa 2 kHz wurde wieder um etwa 30 dB verstärkt. Diese Verstärkung wurde aus dem Vergleich der dargestellten relativen Lautstärkepegel abgeleitet. Diese Verstärkung stimmt nicht mit der eingestellten Verstärkung für die einzelnen Frequenzen überein. In dem Frequenzbereich zwischen 1-2 kHz sollten die Hörsysteme um 15 dB verstärken. Der Hauptfrequenzbereich des UChirp zwischen 1 kHz und den gemessenen 5 kHz blieb dennoch unverändert. Es ist deutlich zu sehen, dass das Signal verzerrt wurde.

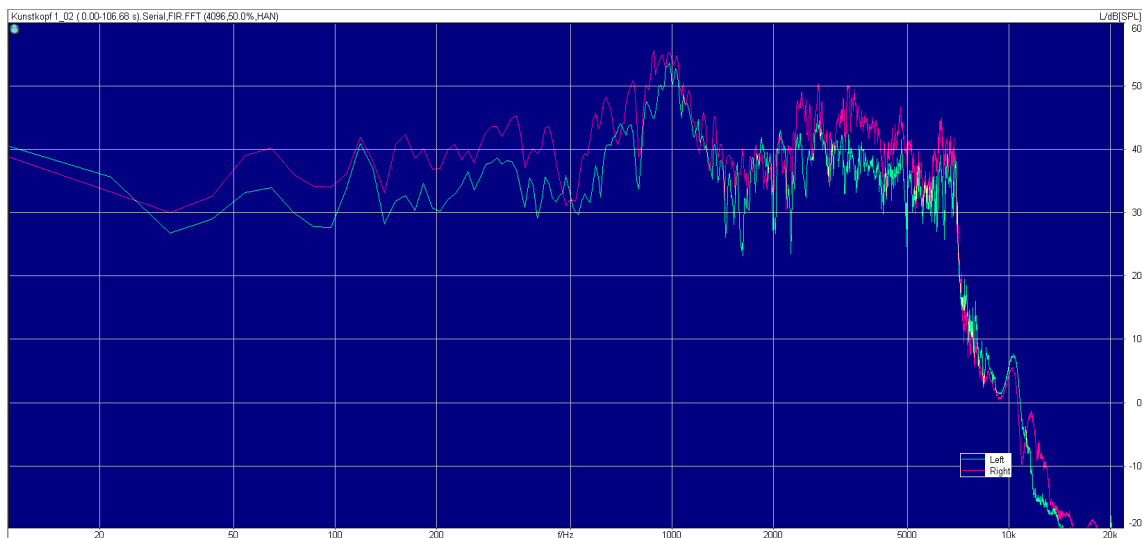


Abb. 23: FFT-Analyse des UChirp gemessen mit Hörsystemen. Das Frequenzspektrum wird für das rechte und linke Ohr des Kopf- und Rumpfsimulators separat angezeigt. Im Vergleich mit Abb. 22 wird deutlich dass der UChirp durch die Hörsysteme deutlich hochfrequenter und insgesamt verzerrt wurde.

4.2 Probanden

4.2.1 Ergebnisse der Messung über Kopfhörer ohne Hörsysteme

In diesem Kapitel werden die einzelnen abgeleiteten Potentiale des LChirp und UChirp für die einzelnen Probanden für alle gemessenen Reizpegel dargestellt.

Die Corona-Software hat für jede Messung für jedes Ohr 400 Datenpunkte in einem Speicher A und einem Speicher B gespeichert. Die Werte aus Speicher A und Speicher B wurden gemittelt und ergeben die dargestellten abgeleiteten Potentiale für das jeweilige ipsilaterale Ohr. Die Daten der kontralateralen Messung werden in dieser Darstellung nicht berücksichtigt. Diese Darstellung entspricht der Schwellendarstellung in der Corona. Zur Latenzauswertung wurde in die Darstellung für die Latenzen gewechselt.

Bevor die Ergebnisse dargestellt werden, wird zur Verdeutlichung, exemplarisch für den Probanden A der Potentialverlauf sowie die Latenzdarstellung gezeigt. In Abb. 24 wird der Potentialverlauf gezeigt.

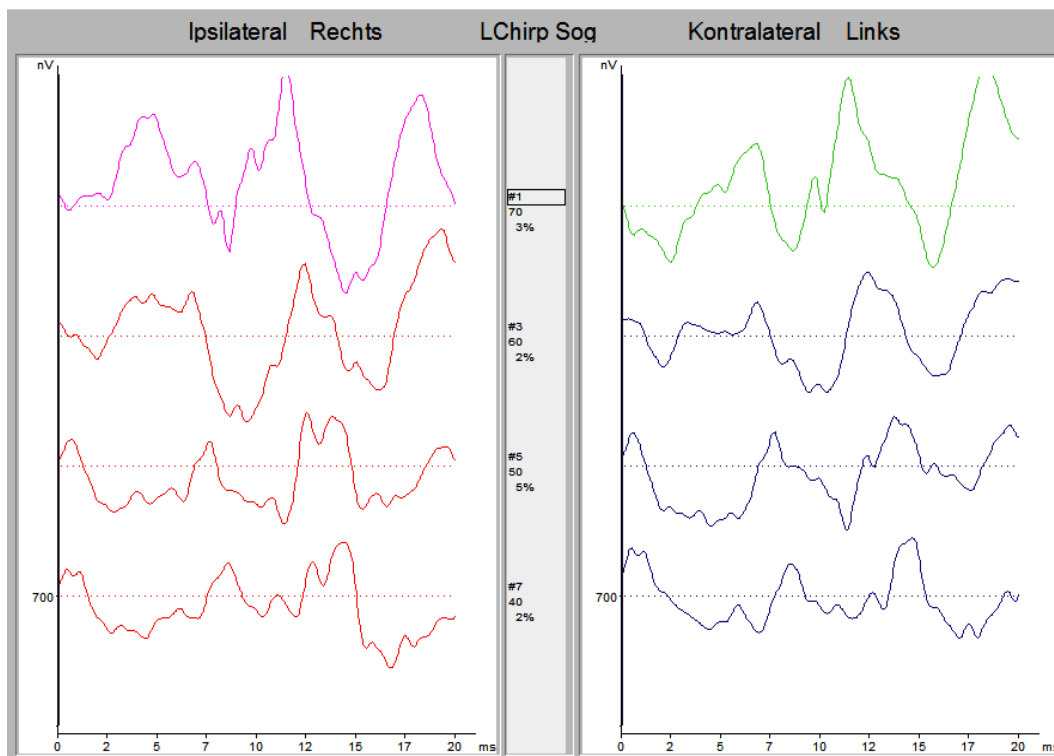


Abb. 24: Potentialverlauf aus der Corona-Software für den Probanden A für den LChirp ohne Hörsysteme über Kopfhörer für die Testpegel von 70 bis 40 dB nHL der ipsi- und kontralateralen Messung

In Abb. 25 wird die Latenzzeitdarstellung gezeigt.

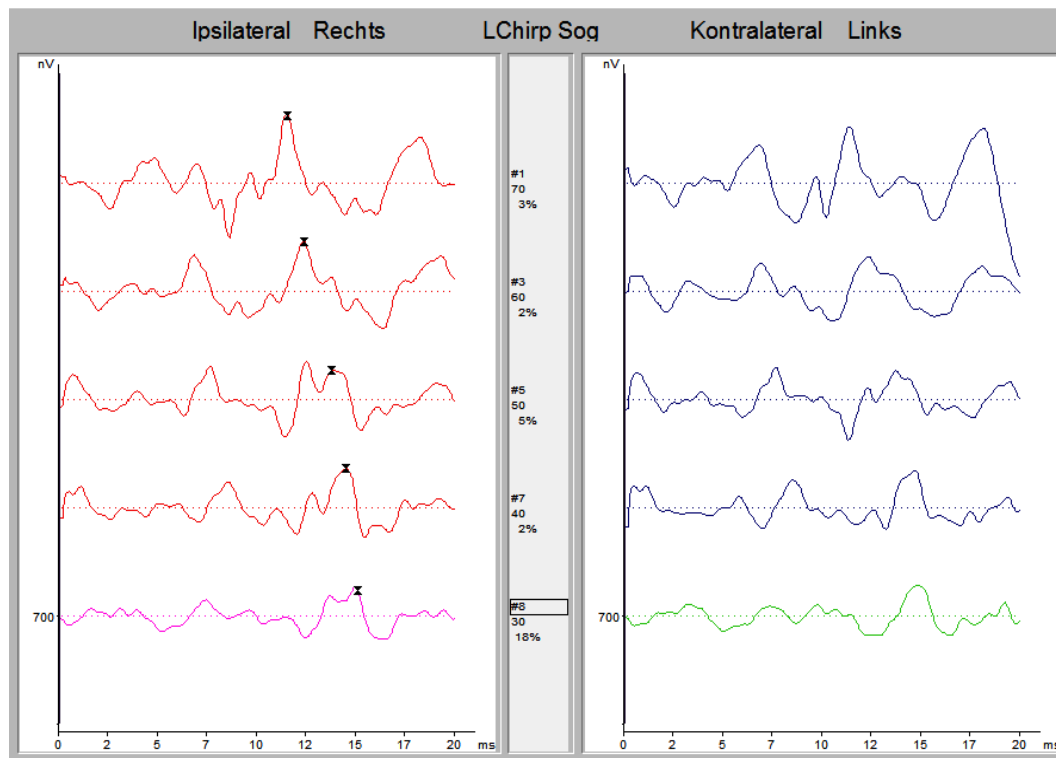


Abb. 25: Latenzdarstellung aus der Corona-Software für den Probanden A für den LChirp ohne Hörsysteme über Kopfhörer für die Testpegel von 70 bis 30 dB nHL der ipsi- und kontralateralen Messung

4.2.1.1 LChirp

Der Ort der Potentialauslösung der Welle V wird im Folgenden mit einem Pfeil angezeigt. Die dazugehörigen Latenzzeiten der Welle V werden in separaten Tabellen (Tab. 2, Tab. 3) angegeben.

4.2.1.1.1 Rechtes Ohr

Der Verlauf der Verzögerung der Latenzzeiten der Welle V ist in Abb. 26 bis Abb. 28 gut nachvollziehbar. Die unterschiedlich hohen Amplituden der drei Probanden lassen sich nicht miteinander vergleichen, da sie individuell sehr verschieden sind.

Die Welle V ist bei allen drei Probanden auch bei einem Testpegel von 40 dB nHL noch gut zu erkennen. Es wäre mit Sicherheit möglich gewesen, auch ein Potential bei 30 dB nHL zu erhalten, ist für die Fragestellung dieser Arbeit allerdings nicht notwendig.

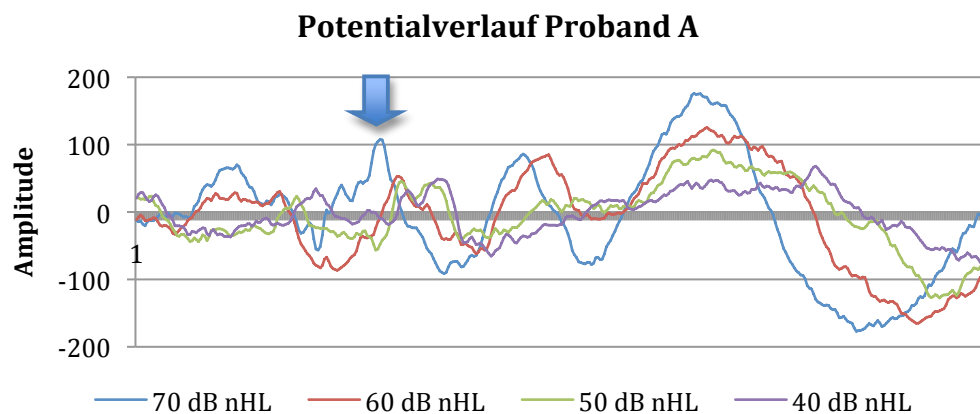


Abb. 26: Potentialverlauf von Proband A des rechten Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Der Verlauf der Potentialauslösung ist gut zu erkennen. Je leiser der dargebotene Testpegel, desto später wurde die Welle V ausgelöst und desto geringer wurde die Amplitude.

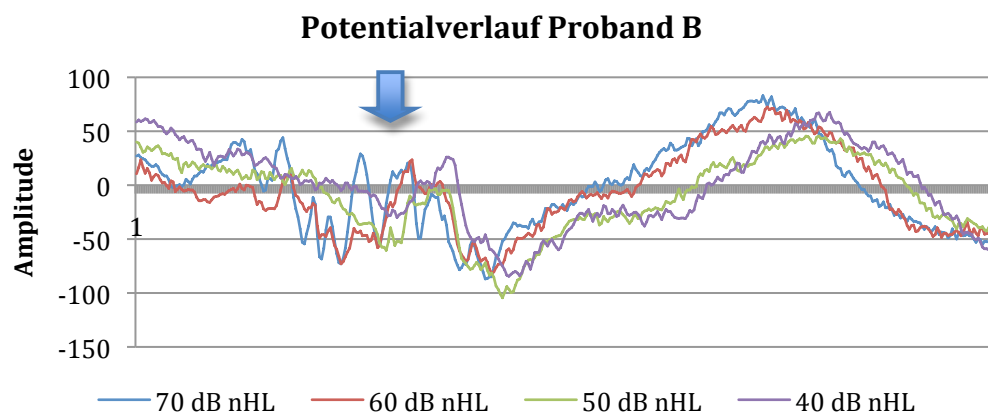


Abb. 27: Potentialverlauf von Proband B des rechten Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Aus dem Kurvenverlauf wird deutlich, dass die Welle V später ausgelöst wurde, je leiser der dargebotene Testpegel wurde.

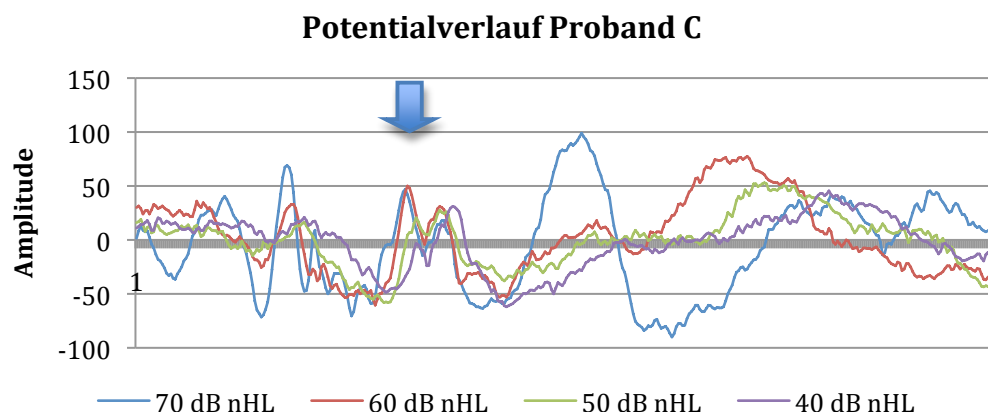


Abb. 28: Potentialverlauf von Proband C des rechten Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Je leiser der dargebotene Testpegel wurde, desto später wurde die Welle V ausgelöst und die Amplitude geringer.

Aus Tab. 2 wird deutlich, dass die Latenzzeiten der Welle V länger wurden, je geringer der Testpegel wurde. Für den Pegel von 40 dB nHL lagen die Latenzzeiten zwischen 14,4 und 14,8 ms. Diese recht lange Zeit wird mit der Laufzeit des LChirp auf der Basilarmembran begründet. Er benötigt mehr Zeit bis zum Ort der maximalen Auslenkung, dem apikalen Ende der Basilarmembran. Erwartet wurden Latenzzeiten von etwa 14 ms für eine überschwellige Darbietung des LChirp. Die Zeiten waren also erwartungsgemäß.

Tab. 2: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den LChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils rechte Ohr

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|------------------|-----------|-----------|-----------|
| 70 dB nHL | 11,40 | 12,70 | 12,50 |
| 60 dB nHL | 12,30 | 14,20 | 12,70 |
| 50 dB nHL | 13,70 | 14,50 | 14,30 |
| 40 dB nHL | 14,40 | 14,60 | 14,80 |

4.2.1.1.2 Linkes Ohr

Aus Abb. 29 bis Abb. 31 wird der Verlauf der Welle V ersichtlich. Die erneut stark schwankenden Amplituden der Welle V im Vergleich der drei Probanden bleiben weiterhin unberücksichtigt. Für das linke Ohr wäre eine Auslösung der Welle V bei 30 dB nHL sicherlich noch möglich gewesen, da die Welle V bei einem Testpegel von 40 dB nHL noch gut erkennbar ist.

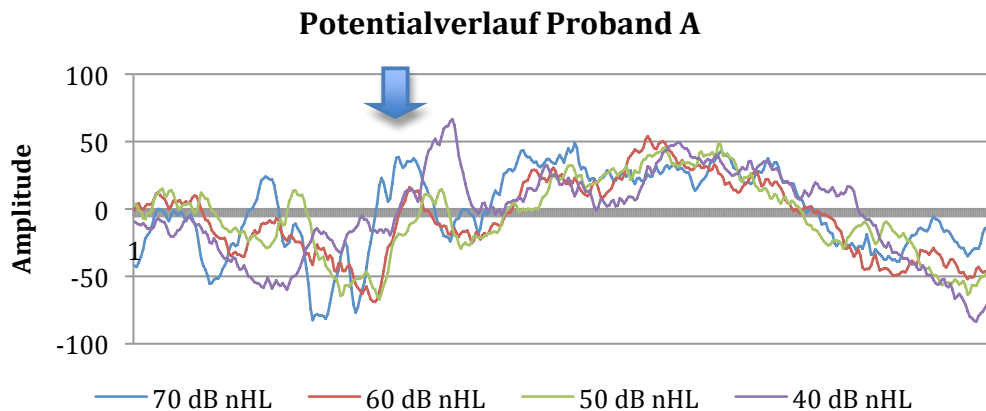


Abb. 29: Potentialverlauf von Proband A des linken Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Am Kurvenverlauf wird deutlich dass die Latenzzeit länger wurde, je leiser der dargebotene Testpegel wurde.

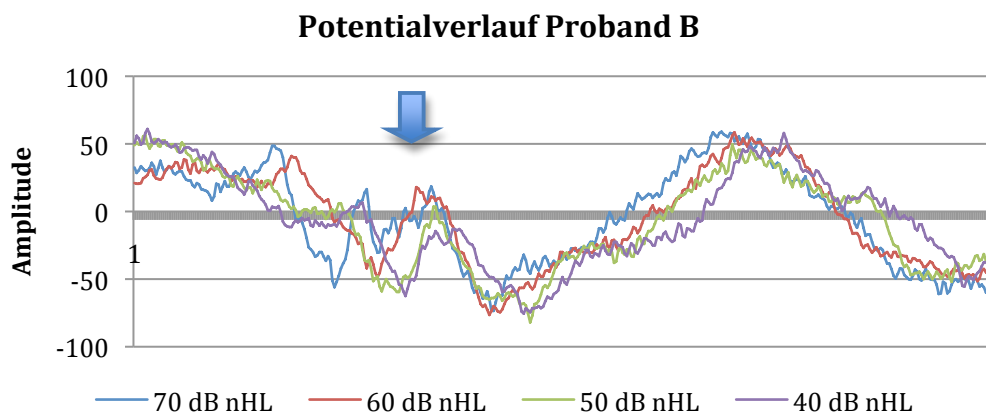


Abb. 30: Potentialverlauf von Proband B des linken Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Die Amplitude wurde geringer und die Welle V wurde später ausgelöst, je leiser der dargebotene Testpegel wurde.

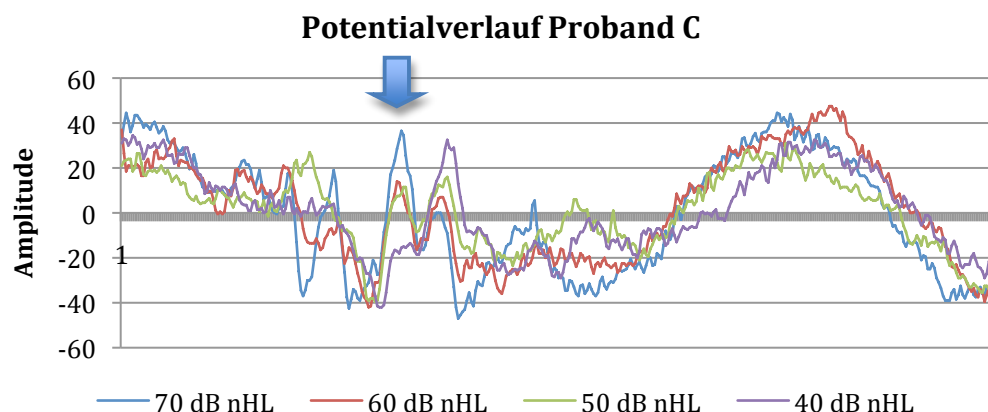


Abb. 31: Potentialverlauf von Proband C des linken Ohres des LChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Im dargestellten Potentialverlauf wird deutlich dass die Welle V später ausgelöst wurde, je leiser der dargebotene Testpegel wurde.

Die Latenzzeiten der Welle V für das linke Ohr stiegen mit Erniedrigung des dargebotenen Testpegels. Die Latenzzeiten lagen zwischen 14,6 und 15,2 ms für einen Testpegel von 40 dB nHL. Auch hier fand eine erwartungsgemäße Auslösung der Welle V statt. Die genauen Latenzzeiten sind in Tab. 3 aufgeführt.

Tab. 3: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den LChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils linke Ohr

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|------------------|-----------|-----------|-----------|
| 70 dB nHL | 11,60 | 13,90 | 12,90 |
| 60 dB nHL | 12,80 | 14,20 | 14,60 |
| 50 dB nHL | 13,70 | 14,30 | 14,90 |
| 40 dB nHL | 14,60 | 15,20 | 15,10 |

Werden die Tab. 2 und Tab. 3 miteinander verglichen, sind Unterschiede zwischen den Latenzzeiten des rechten und linken Ohres zu erkennen. Die Unterschiede lagen zwischen 0,2 und 0,6 ms. Der Vergleich der beiden Ohren spielt für diese Arbeit keine Rolle, sie werden in der Audiologie für diagnostische Zwecke verwendet.

4.2.1.2 UChirp

Der Ort der Potentialauslösung der Welle V wird im Folgenden mit einem Pfeil gekennzeichnet. Die dazugehörigen Latenzzeiten werden in Tab. 4 und Tab. 5 separat angegeben.

4.2.1.2.1 Rechtes Ohr

Der zeitliche Verlauf der Welle V für die verschiedenen Pegel ist Abb. 32 bis Abb. 34 gut zu sehen. Für den UChirp gilt das gleiche wie für den LChirp: Da die Welle V bei 40 dB nHL noch gut erkennbar ist, kann davon ausgegangen werden, dass sie mindestens auch bei 30 dB nHL noch erkennbar ist.

Die unterschiedlichen Amplituden für den UChirp unterliegen auch hier individuellen Einflüssen und werden somit nicht miteinander verglichen.

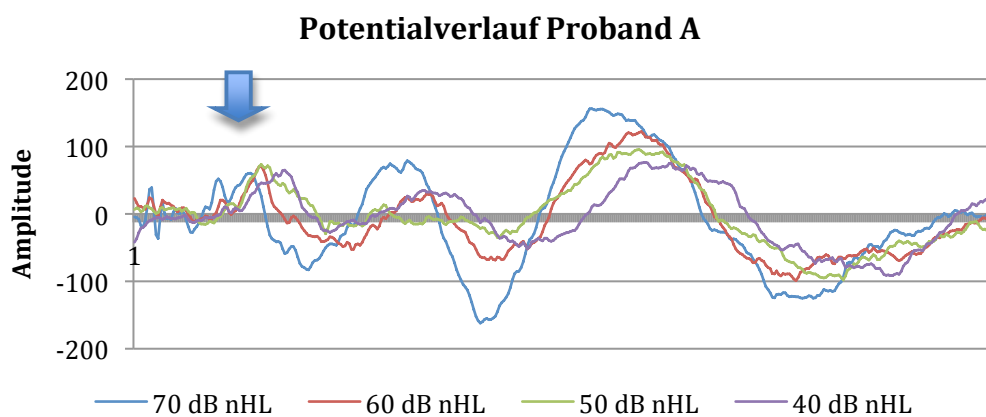


Abb. 32: Potentialverlauf von Proband A des rechten Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Es wird deutlich, dass die Welle V später ausgelöst wurde, je leiser der Testpegel wurde.

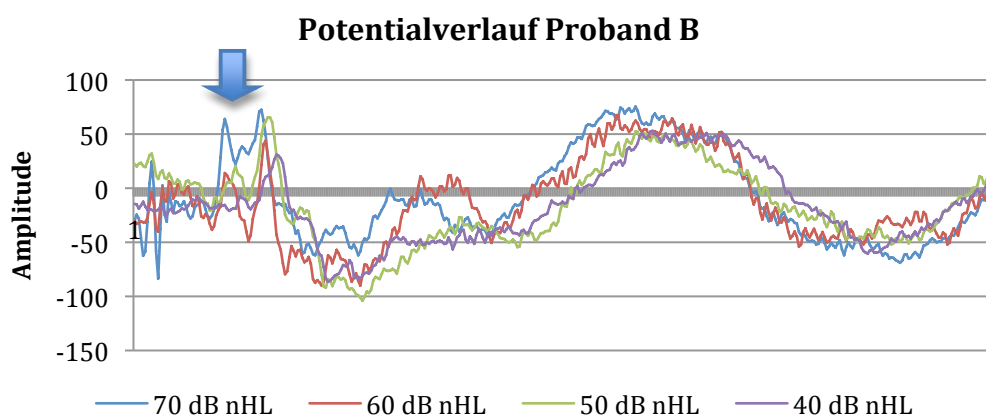


Abb. 33: Potentialverlauf von Proband B des rechten Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Im gezeigten Potentialverlauf wird deutlich dass die Welle V bei Erniedrigung des Testpegels später ausgelöst wurde.

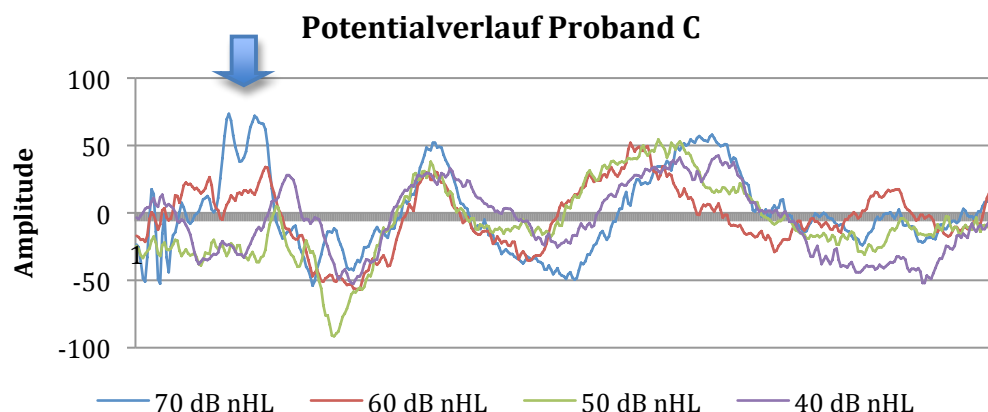


Abb. 34: Potentialverlauf von Proband C des rechten Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Aus dem Kurvenverlauf wird deutlich, dass je geringer der Testpegel wurde, die Welle V später ausgelöst wurde.

Aus Tab. 4 wird ersichtlich, dass die Latenzzeiten der Welle V länger wurden, je geringer der Testpegel wurde. Für einen Testpegel von 40 dB nHL lagen die Latenzzeiten der Welle V zwischen 6,69 und 7,11 ms. Für den UChirp wurde eine Latenzzeit von etwa 6 ms bei einer überschwelligen Stimulus-Darbietung erwartet. Die Latenzzeit ist hier kürzer, da der UChirp einen kürzeren Weg zum Ort der maximalen Auslenkung, dem basalen Ende, auf der Basilarmembran hat. Die Auslösung der Welle V fand demnach erwartungsgemäß statt.

Tab. 4: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den UChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils rechte Ohr

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|------------------|-----------|-----------|-----------|
| 70 dB nHL | 5,51 | 5,87 | 5,90 |
| 60 dB nHL | 5,90 | 6,11 | 6,02 |
| 50 dB nHL | 6,11 | 6,20 | 6,51 |
| 40 dB nHL | 7,11 | 6,69 | 7,11 |

4.2.1.2.2 Linkes Ohr

Wie für das rechte Ohr ist die Welle V für alle Probanden deutlich auslösbar, für 30 dB nHL wäre es sicherlich möglich gewesen, auch eine Welle V auszulösen.

Der Verlauf der Welle V mit sinkendem Testpegel ist in Abb. 35 bis Abb. 37 gut zu erkennen. Die sich unterscheidenden Amplituden werden hier nicht weiter berücksichtigt.

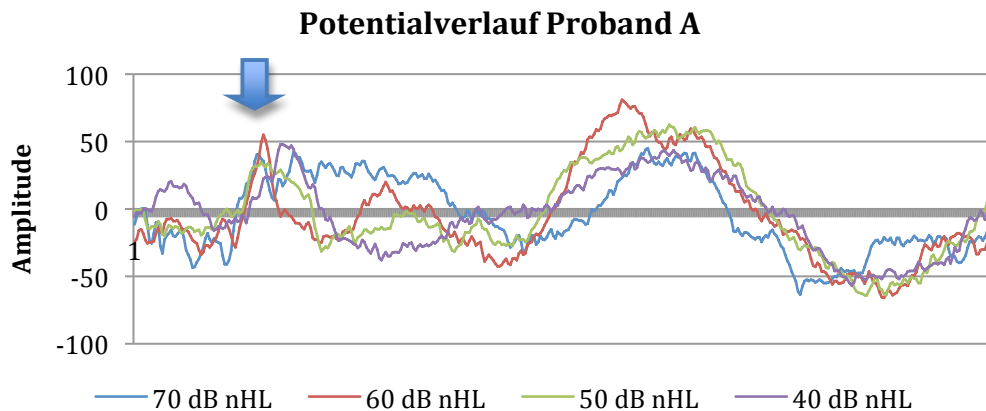


Abb. 35: Potentialverlauf von Proband A des linken Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Es wird deutlich, dass die Auslösung der Welle V später statt fand, je leiser der dargebotene Testpegel wurde.

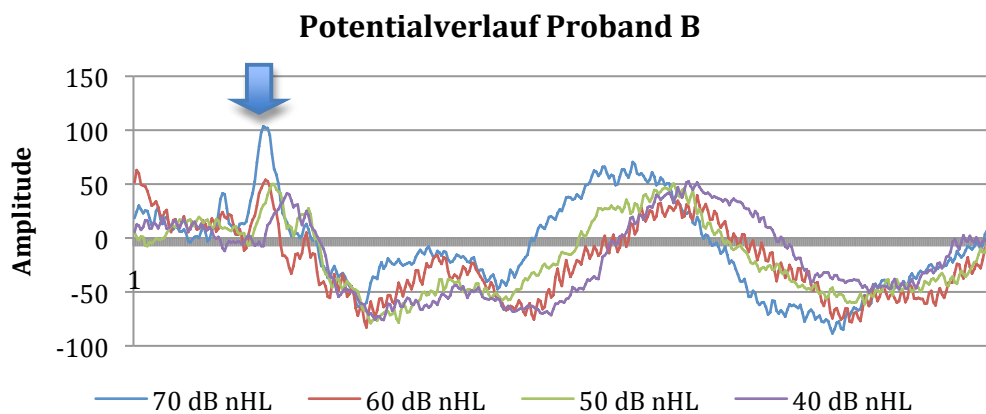


Abb. 36: Potentialverlauf von Proband B des linken Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Aus dem gezeigten Kurvenverlauf wird deutlich, dass die Potentialauslösung der Welle V später statt fand je leiser der dargebotene Testpegel wurde. Die Amplitude verringerte sich mit sinkendem Testpegel.

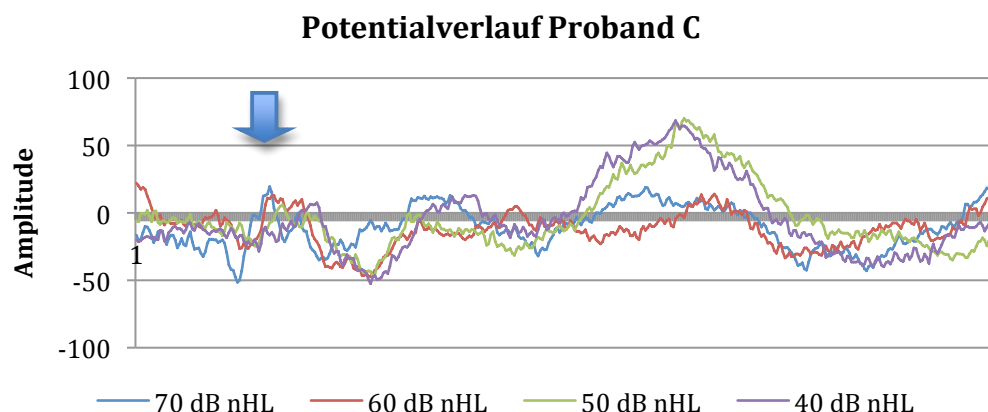


Abb. 37: Potentialverlauf von Proband C des linken Ohres des UChirp gemessen über Kopfhörer für die Pegel 70, 60, 50 und 40 dB nHL. Die Potentialauslösung der Welle V fand mit sinkendem Testpegel später statt.

Die Latenzzeiten der Welle V für das linke Ohr wurden länger, je geringer der angebotene Testpegel wurde. Für die Welle V bei einem Testpegel von 40 dB nHL lagen die Latenzzeiten zwischen 6,69 und 7,8 ms. Wie bei dem rechten Ohr waren die Zeiten erwartungsgemäß. In Tab. 5 sind die genauen Latenzzeiten aufgeführt.

Tab. 5: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den UChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils linke Ohr

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|------------------|-----------|-----------|-----------|
| 70 dB nHL | 5,69 | 6,02 | 5,90 |
| 60 dB nHL | 5,99 | 6,20 | 6,20 |
| 50 dB nHL | 6,05 | 6,48 | 6,81 |
| 40 dB nHL | 6,69 | 7,08 | 7,80 |

Im Vergleich zum rechten Ohr ergeben sich für alle Probanden geringe Unterschiede für die Welle V für alle Prüfpegel (siehe Tab. 4 und Tab. 5). Für 40 dB nHL lagen die Unterschiede zwischen 0,39 und 0,69 ms. Diese Latenzunterschiede werden hier nicht weiter berücksichtigt, da sie für die weitere Auswertung keine Rolle spielen.

4.2.2 Gegenüberstellung der Ergebnisse der Messungen über Kopfhörer und im Freifeld

4.2.2.1 LChirp

Der Ort der Potentialauslösung der Welle V für die Messung ohne Hörsysteme wird mit einem blauen Pfeil, der Ort der Potentialauslösung der Welle V für die Messung mit Hörsystemen wird mit einem roten Pfeil angezeigt.

4.2.2.1.1 Rechtes Ohr

Für die Messung mit Hörsystemen wurde eine längere Latenzzeit der Welle V, sowie eine höhere Amplitude erwartet.

Die Latenzzeit verlängerte sich durch die Laufzeiten im Freifeld und durch die Hörsysteme, die höhere Amplitude ergibt sich aus dem höheren Testpegel, der weitergeleitet wird. Beide Fälle sind in Abb. 38 bis Abb. 40 deutlich zu sehen. Die Potentialauslösung fand erwartungsgemäß statt.

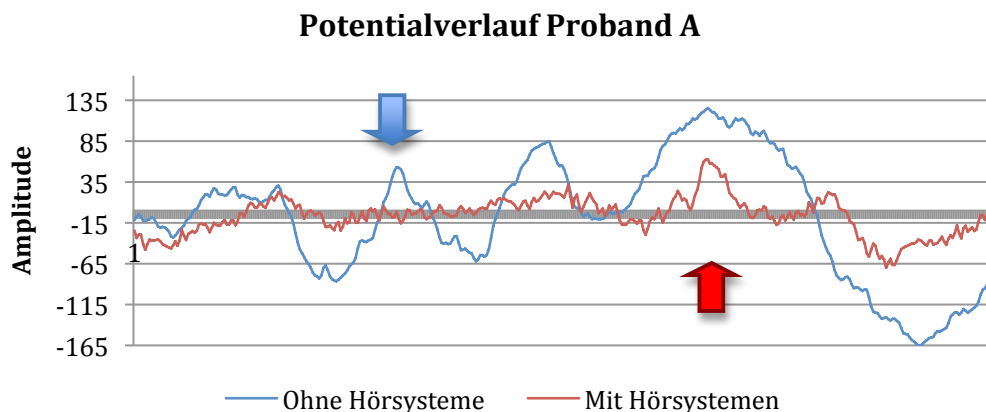


Abb. 38: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband A für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Potentialauslösung der Welle V mit Hörsystemen fand später statt, die Amplitude erhöhte sich.

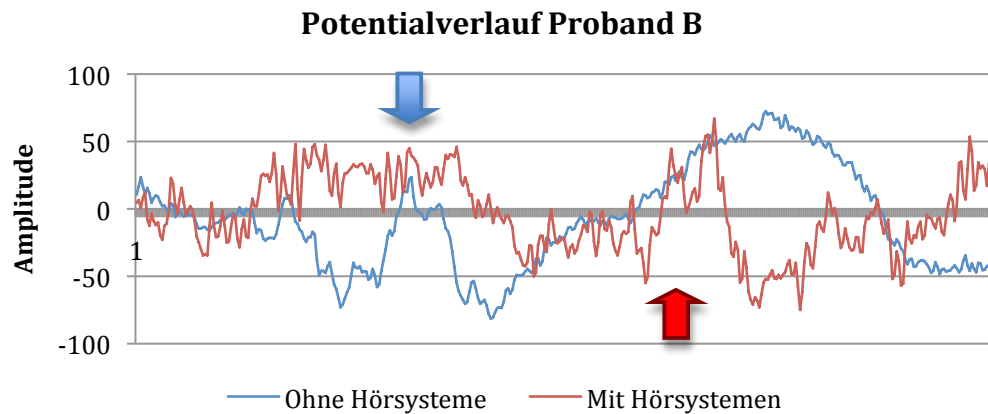


Abb. 39: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband B für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde mit Hörsystemen später ausgelöst, die Amplitude wurde größer.

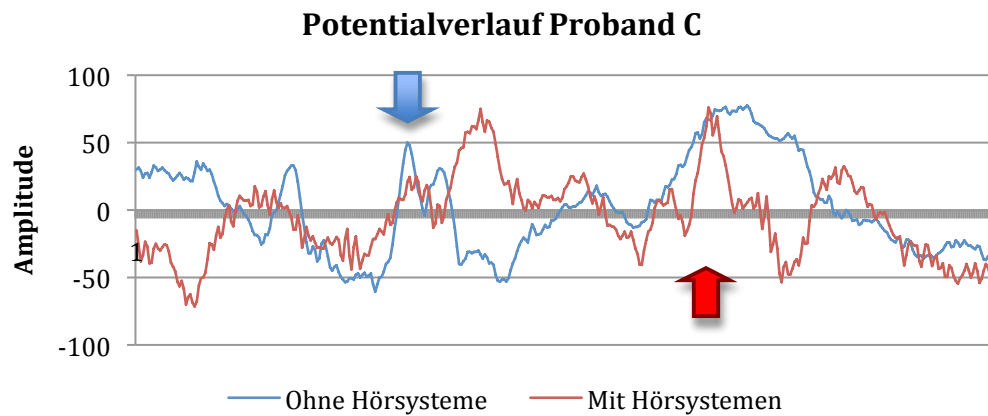


Abb. 40: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband C für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde mit Hörsystemen später ausgelöst als bei der Messung ohne Hörsysteme. Die Amplitude wurde größer bei der Messung mit Hörsystemen.

Die Latenzzeiten der Welle V mit Hörsystemen waren deutlich länger, sie lagen zwischen 26,7 und 26,9 ms für einen Testpegel von 60 dB nHL. Nach Korrektur dieser Latenzzeiten mit der Freifeld- und Durchlaufzeit ergaben sich Latenzzeiten die zwischen 13,36 und 13,56 ms lagen. In Tab. 6 werden die genauen Latenzzeiten aufgeführt. Ein genauerer Vergleich der Latenzzeiten der unversorgten und versorgten Messung wird in Kapitel 4.2.3.1 beschrieben.

Tab. 6: Latenzzeiten der Welle V in ms des rechten Ohres für alle Probanden für den LChirp gemessen ohne und mit Hörsystemen bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|--|-----------|-----------|-----------|
| Ohne Hörsysteme | 12,3 | 14,2 | 12,7 |
| Mit Hörsystemen | 26,7 | 26,9 | 26,7 |
| Mit Hörsystemen abzügl. Freifeldlaufzeit | 20,51 | 20,71 | 20,51 |
| Mit Hörsystemen abzügl. FF-Laufzeit & Durchlaufzeit | 13,36 | 13,56 | 13,36 |

4.2.2.1.2 Linkes Ohr

Die Potentialauslösung der Welle V fand für das linke Ohr erwartungsgemäß statt. Die längere Latenzzeit und die höhere Amplitude der Welle V für die Messung mit Hörsystemen werden in Abb. 41 bis Abb. 43 deutlich.

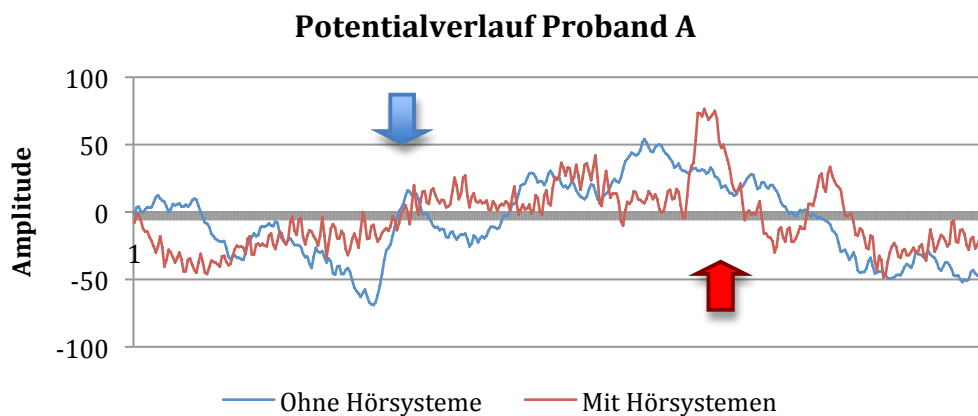


Abb. 41: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband A für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde später ausgelöst bei der Messung mit Hörsystemen. Bei der Messung mit Hörsystemen stieg die Amplitude an.

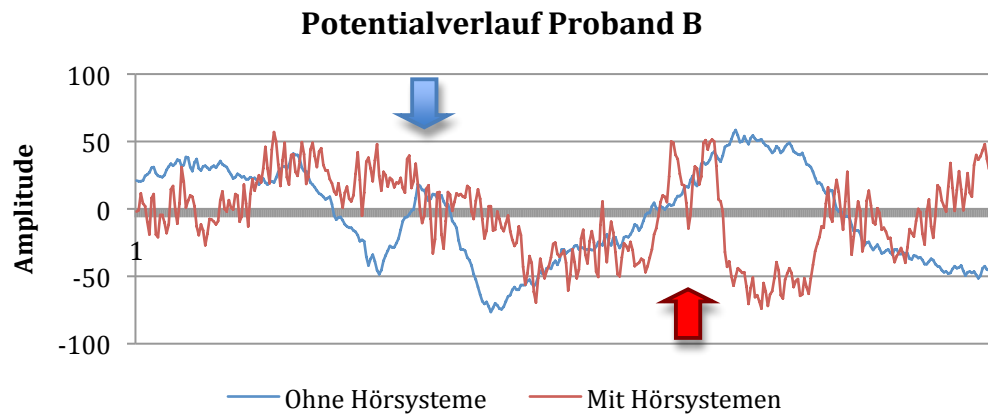


Abb. 42: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband B für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Bei der Messung mit Hörsystemen wurde die Welle V später ausgelöst und die Amplitude wurde größer.

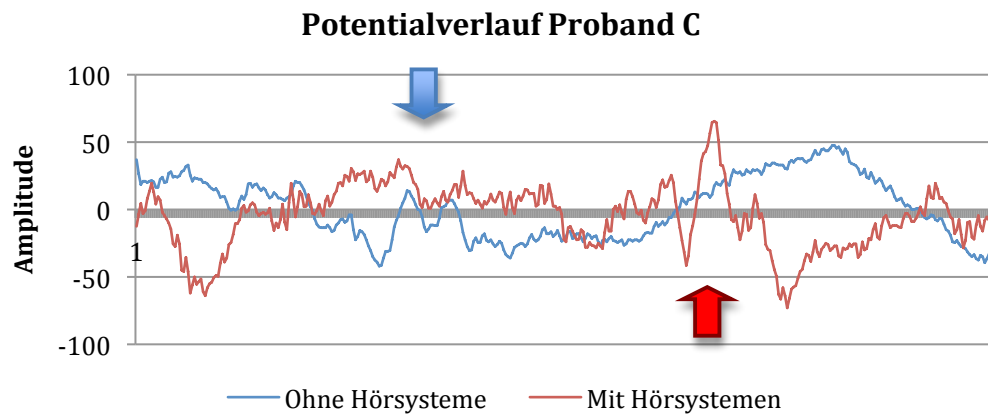


Abb. 43: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband C für den LChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde später ausgelöst und die Amplitude wurde größer bei der Messung mit Hörsystemen im Vergleich zur Messung ohne Hörsysteme.

Auch für das linke Ohr waren die Latenzzeiten der Welle V mit Hörsystemen erwartungsgemäß deutlich länger als ohne Hörsysteme. Sie lagen zwischen 26,9 und 27,1 ms für den Testpegel von 60 dB nHL. Nach Korrektur lagen die Latenzzeiten zwischen 20,71 und 20,91 ms. Die genauen Werte werden in Tab. 7 aufgeführt. Die Latenzzeiten werden in Kapitel 4.2.3.1 weiter betrachtet.

Tab. 7: Latenzzeiten der Welle V in ms des linken Ohres für alle Probanden für den LChirp gemessen ohne und mit Hörsystemen bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|--|------------------|------------------|------------------|
| Ohne Hörsysteme | 12,8 | 14,2 | 14,6 |
| Mit Hörsystemen | 27,1 | 26,9 | 27 |
| Mit Hörsystemen abzügl. Freifeldlaufzeit | 20,91 | 20,71 | 20,81 |
| Mit Hörsystemen abzügl. FF-Laufzeit & Durchlaufzeit | 13,76 | 13,56 | 13,66 |

4.2.2.2 UChirp

4.2.2.2.1 Rechtes Ohr

Erwartet wurde eine längere Latenzzeit der Welle V für die Messung mit Hörsystemen auf Grund der Signallaufzeit im Freifeld und durch die Hörsysteme. In Abb. 44 bis Abb. 46 kann dies beobachtet werden. Zudem wurde eine höhere Amplitude der Welle V erwartet, da der Testpegel für die Messung mit Hörsystemen lauter war als für die Messung ohne Hörsysteme. Dieser Sachverhalt wird ebenfalls deutlich.

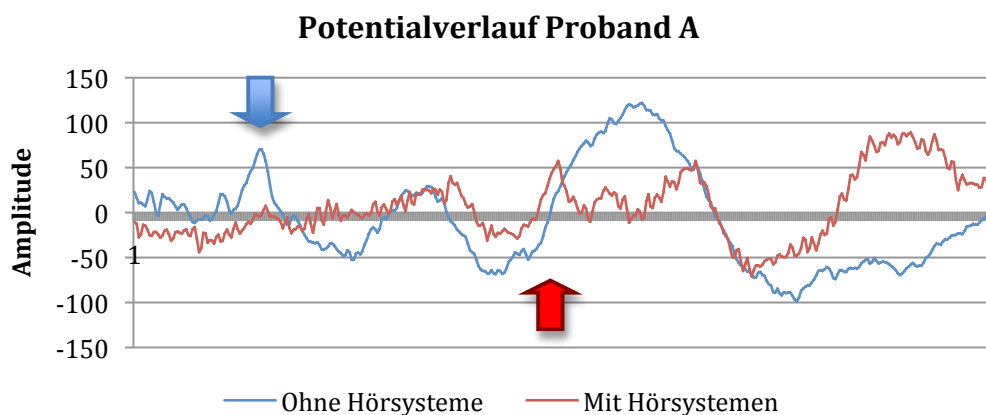


Abb. 44: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband A für den UChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde bei der Messung mit Hörsystemen später ausgelöst als bei der Messung ohne Hörsysteme. Die Amplitude wurde größer.

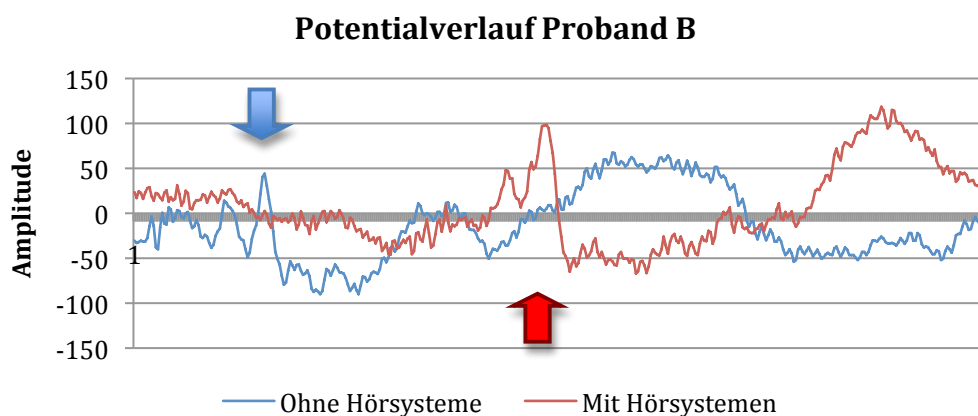


Abb. 45: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband B für den UChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Ausgelöst wurde die Welle V mit Hörsystemen später, die Amplitude wurde größer.

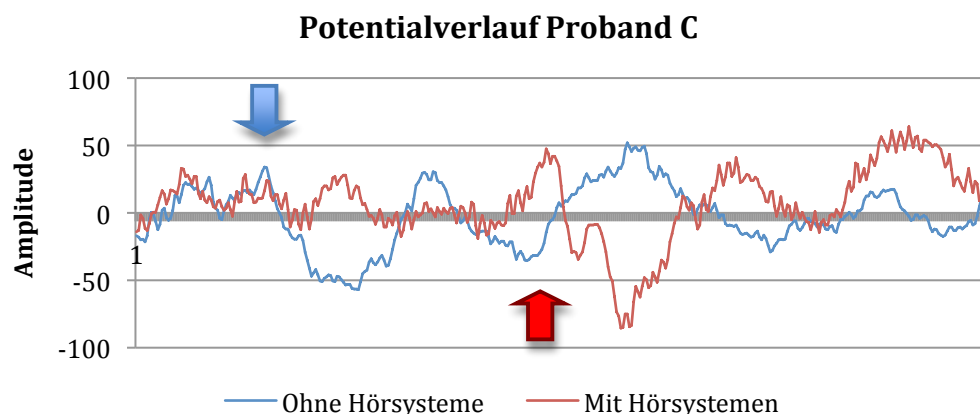


Abb. 46: Potentialverlauf des rechten Ohres von Proband C für den UChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Potentialauslösung der Welle V fand für die Messung mit Hörsystemen später statt, die Amplitude erhöhte sich bei dieser Messung.

Die Latenzzeiten der Welle V mit Hörsystemen waren deutlich länger, sie lagen zwischen 19,4 und 19,8 ms für den Testpegel von 60 dB nHL. Im Gegensatz zu den Latenzzeiten mit Hörsystemen für den LChirp sind sie bei dem hier gezeigten UChirp kürzer. Dies liegt daran, dass schon der unversorgte UChirp eine frühere Potentialauslösung hat. Die korrigierten Latenzzeiten der Welle V lagen nach Abzug der Freifeld- und Durchlaufzeit zwischen 6,09 und 6,49 ms. In Tab. 8 werden die genauen Daten aufgeführt. Die korrigierten Werte der versorgten Messung werden mit den Werten der unversorgten Messung in Kapitel 4.2.3.2 verglichen.

Tab. 8: Latenzzeiten der Welle V in ms des rechten Ohres für alle Probanden für den UChirp gemessen ohne und mit Hörsystemen bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|--|-----------|-----------|-----------|
| Ohne Hörsysteme | 5,9 | 6,11 | 6,02 |
| Mit Hörsystemen | 19,8 | 19,4 | 19,5 |
| Mit Hörsystemen abzügl. Freifeldlaufzeit | 13,61 | 13,21 | 13,31 |
| Mit Hörsystemen abzügl. FF-Laufzeit & Durchlaufzeit | 6,49 | 6,09 | 6,19 |

4.2.2.2.2 Linkes Ohr

Die Potentialauslösung der Welle V fand erwartungsgemäß statt. Die Latenzzeit war länger, die Amplitude war höher für die Welle V der Messungen mit Hörsystemen. Es wird aus Abb. 47 bis Abb. 49 deutlich.

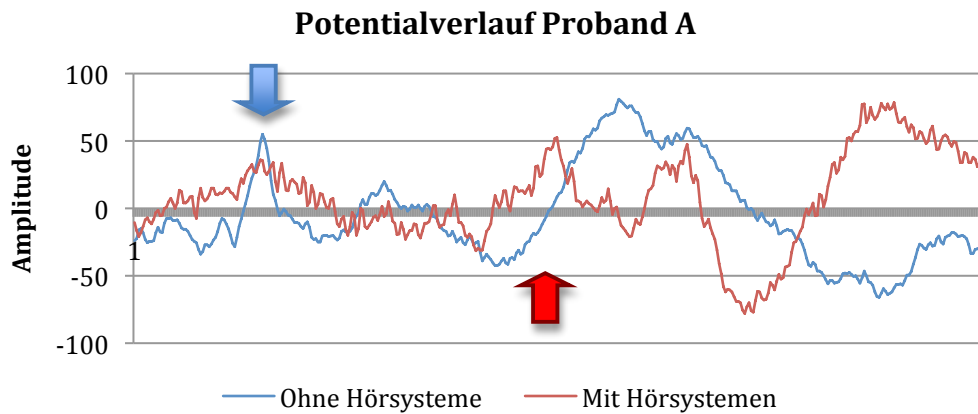


Abb. 47: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband A für den UChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen gemessen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde mit Hörsystemen später ausgelöst, die Amplitude wurde für die Messung mit Hörsystemen größer.

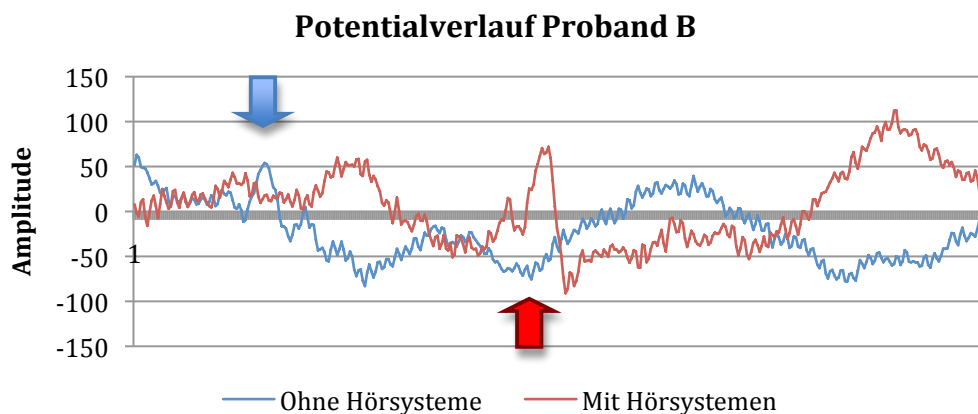


Abb. 48: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband B für den UChirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen gemessen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Die Welle V wurde bei der Messung mit Hörsystemen später ausgelöst als bei der Messung ohne Hörsysteme. Die Amplitude vergrößerte sich bei der Messung mit Hörsystemen.

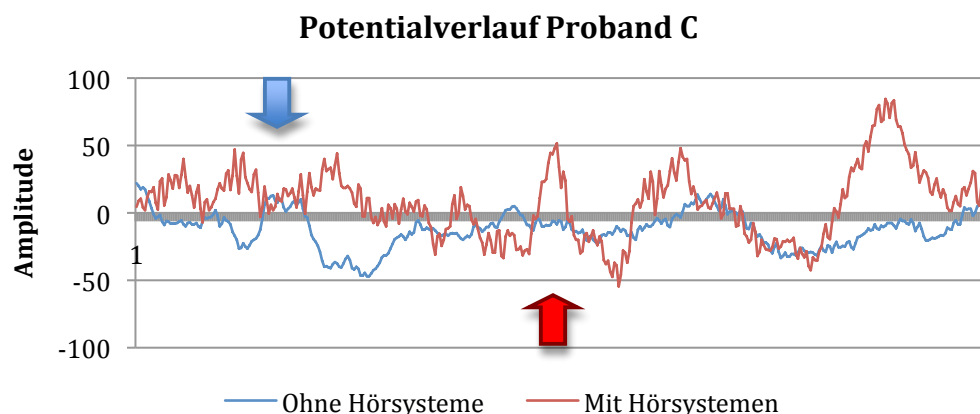


Abb. 49: Potentialverlauf des linken Ohres von Proband C für den Uchirp gemessen ohne Hörsysteme über Kopfhörer (blaue Linie) und mit Hörsystemen im Freifeld (rote Linie) jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL. Bei der Messung ohne Hörsysteme wurde die Welle V später ausgelöst, die Amplitude vergrößerte sich.

In Tab. 9 ist zu sehen, dass für den Testpegel von 60 dB nHL bei der Messung des linken Ohres die Latenzzeiten der Welle V zwischen 19,4 und 19,8 ms lagen. Auch hier wurden die Laufzeiten im Freifeld und im Hörsystem berücksichtigt, um so die Latenzzeiten vergleichbar zu machen. Sie lagen zwischen 6,09 und 6,49 ms. Die korrigierten Latenzzeiten werden in Kapitel 4.2.3.2 mit den Latenzzeiten der unversorgten Messung verglichen.

Tab. 9: Latenzzeiten der Welle V in ms des linken Ohres für alle Probanden für den Uchirp gemessen ohne und mit Hörsystemen bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit.

| | Proband A | Proband B | Proband C |
|--|-----------|-----------|-----------|
| Ohne Hörsysteme | 5,99 | 6,2 | 6,2 |
| Mit Hörsystemen | 19,8 | 19,4 | 19,6 |
| Mit Hörsystemen abzügl. Freifeldlaufzeit | 13,61 | 13,21 | 13,41 |
| Mit Hörsystemen abzügl. FF-Laufzeit & Durchlaufzeit | 6,49 | 6,09 | 6,29 |

4.2.3 Gegenüberstellung der Messungen über Kopfhörer und der korrigierten Ergebnisse der Messungen im Freifeld

4.2.3.1 LChirp

Für 50 % der gemessenen Ohren war die Latenzzeit der Welle V für die Messungen im Freifeld mit Hörsystemen länger als bei den Messungen über Kopfhörer ohne Hörsysteme. Die Abweichungen lagen zwischen 0,96 und 1,03 ms. Für die anderen 50 % war die Latenzzeit der Welle V für die Messungen im Freifeld mit Hörsystemen kürzer als bei den Messungen über Kopfhörer ohne Hörsysteme. Hier lagen die Abweichungen zwischen 0,64 und 1,64 ms. Die genauen Differenzen werden aus Tab. 10 ersichtlich.

Tab. 10: Latenzzeiten der Welle V in ms für beide Ohren für alle Probanden für die Messung ohne Hörsysteme und die korrigierten Werte der Messung mit Hörsystemen jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL des LChirp

| | Rechtes Ohr | | | Linkes Ohr | | |
|--------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|
| | A | B | C | A | B | C |
| Ohne HG | 12,30 | 14,20 | 12,70 | 12,80 | 14,20 | 14,60 |
| Mit HG | 13,36 | 13,56 | 13,36 | 13,76 | 13,56 | 13,66 |
| Differenzen | +1,03 | -1,64 | +0,66 | +0,96 | -0,64 | -0,94 |

In

Abb. 50 wird sichtbar, dass mit den wenigen Probanden und somit auch Messpunkten kein eindeutiger Zusammenhang zwischen den Latenzzeiten vorliegt. Dieses Ergebnis wird mit der folgenden Überlegung erklärbar. Der tatsächliche Schallpegel, der im Ohr nach der Übertragung durch die Hörsysteme weitergeleitet wird, war höher als bei der Messung ohne Hörsysteme. Durch diesen lauterer Pegel wurde das Potential der Welle V früher ausgelöst, die Latenzzeit für die Welle V verringerte sich. Diese frühere Auslösung der Welle V für die Messung mit Hörsystemen ist hier nicht 100 %-ig nachzuweisen, die Tendenz ist zu sehen.

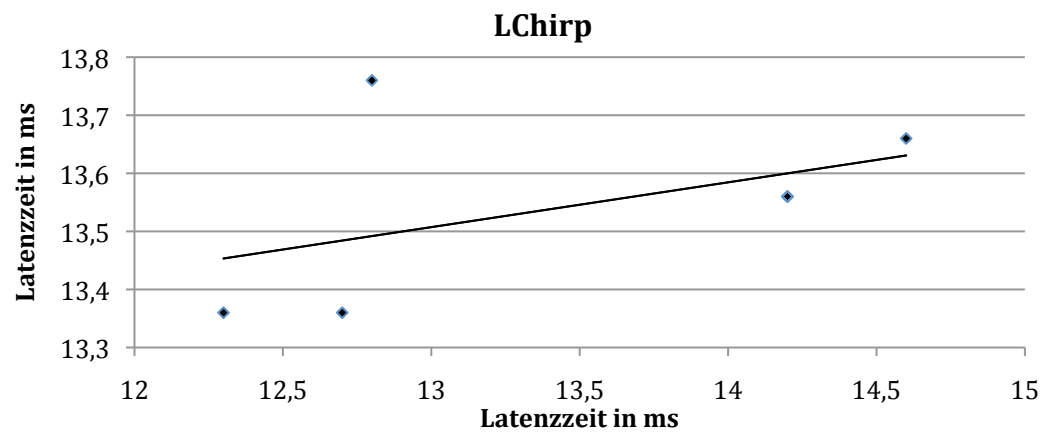


Abb. 50: Korrelation zwischen Latenzzeiten der Welle V in ms für die Messungen ohne und mit Hörsysteme für den LChirp. Auf der X-Achse sind die Latenzzeiten in ms ohne Hörsysteme zu sehen, auf der Y-Achse die Latenzzeiten in ms mit Hörsystemen. Ein eindeutiger Zusammenhang der Latenzzeiten lässt sich nicht ableiten. Eine Tendenz, dass die Latenzzeiten bei den Messungen mit Hörsystemen geringer sind, wird ersichtlich.

4.2.3.2 UChirp

Für den UChirp ergab sich in 66,67 % der Messergebnisse eine längere Latenzzeit für die Messung mit Hörsystemen. Die Abweichungen lagen zwischen 0,09 und 0,59 ms. Für die übrigen 33,33 % der Messergebnisse war die Latenzzeit mit Hörsystemen kürzer als ohne Hörsysteme. Die Abweichungen lagen in einem Bereich zwischen 0,02 und 0,11 ms. In Tab. 11 sind die Latenzzeiten und Differenzen aufgeführt. Die Abweichungen sind geringer als für den LChirp.

Tab. 11: Latenzzeiten der Welle V in ms für beide Ohren für alle Probanden für die Messung ohne Hörsysteme und die korrigierten Werte der Messung mit Hörsystemen jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL des UChirp

| | Rechtes Ohr | | | Linkes Ohr | | |
|--------------------|-------------|-------|-------|------------|-------|-------|
| | A | B | C | A | B | C |
| Ohne HG | 5,90 | 6,11 | 6,02 | 5,99 | 6,20 | 6,20 |
| Mit HG | 6,49 | 6,09 | 6,19 | 6,49 | 6,09 | 6,29 |
| Differenzen | +0,59 | -0,02 | +0,17 | +0,50 | -0,11 | +0,09 |

In

Abb. 51 wird wie bei dem LChirp deutlich, dass keine eindeutige Korrelation zwischen den Latenzzeiten ohne und mit Hörsystemen deutlich wird. Die Latenzzeiten lagen allerdings deutlich näher aneinander. Es kann dennoch keine eindeutige Korrelation festgestellt werden. Auch für den UChirp gilt: Je lauter der angebotene Testpegel, desto geringer wurde die Latenzzeit. Diese Tendenz wird hier nicht deutlich.

Die Regressionslinie verläuft hier abfallend, da die Latenzzeiten ohne Hörsysteme überwiegend kürzer sind als die Latenzzeiten mit Hörsystemen.

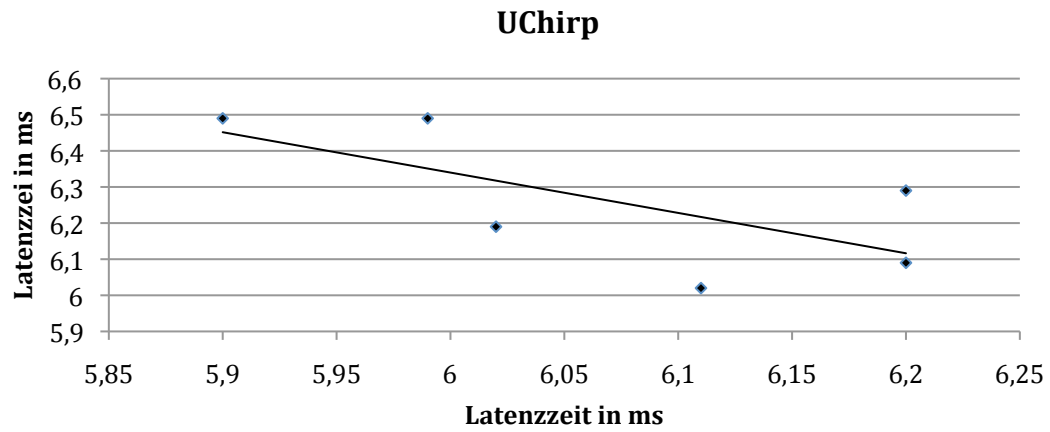


Abb. 51: Korrelation zwischen den Latenzzeiten der Welle V in ms für die Messungen ohne und mit Hörsystemen für den UChirp. Auf der X-Achse sind die Latenzzeiten in ms ohne Hörsystem, auf der Y-Achse die Latenzzeiten in ms mit Hörsystemen aufgetragen. Aus dieser Abb. wird keine Korrelation zwischen den Latenzzeiten der Messungen ohne und mit Hörsystemen ersichtlich.

5. Diskussion

In diesem Kapitel wird auf drei verschiedene Punkte eingegangen. Zuerst wird auf die Durchführung der Chirp-BERA über Kopfhörer ohne Hörsysteme eingegangen. Im Anschluss daran wird geprüft, ob die Signale eine geringe Veränderung durch die Hörsysteme erfahren haben, so dass die Chirp-BERA generell mit Hörsystemen durchführbar ist. Als letzter und wichtigster Punkt wird diskutiert, ob die Chirp-BERA mit Hörsystemen zur Verifizierung einer Hörsystemanpassung möglich und sinnvoll ist. Die letzten beiden Punkte werden für die beiden Chirp-Reize einzeln betrachtet.

In verschiedenen Studien [(Dau, et al. 2000) (Wegner and Dau 2002) (Elberling and Don 2008) (Petoe, Bradley and Wilson 2010) (Elberling and Don 2010)] wurde die Durchführbarkeit der Chirp-BERA über Kopfhörer nachgewiesen. Auch in dieser Arbeit konnten reproduzierbare und gut nachweisbare Potentiale der Welle V nachgewiesen werden. Die Welle V hat eine hohe und für den „Auswerter“ gut sichtbare Amplitude, die eindeutig der Welle V zugeordnet werden konnte. Die Messdauer betrug für alle vier gemessenen Pegel pro Ohr etwa 5 Minuten. Die Ermittlung der Hörschwelle mittels der Chirp-BERA konnte also recht schnell und effizient durchgeführt werden. Die schnelle Durchführbarkeit der Messung ist gerade für die Messung bei Säuglingen und Kleinkindern von großem Vorteil, da auch bei schlafenden Kindern nicht immer absehbar ist, wie lange sie ruhig liegen. Auf eine Sedierung sollte nur zurückgegriffen werden, wenn sonst keine Messung möglich ist, da der Einfluss der Sedierung und damit der Vigilanz zunimmt, je später die Potentiale ausgelöst werden (D. Mrowinski 2009). Durch die verwendeten Chirps kann eine frequenzspezifische Aussage für den tief- und hochfrequenten Bereich gemacht werden. Um eine noch genauere Hörschwelle zu ermitteln, ist die Notched-Noise BERA aber immer noch von Vorteil, da hier mehrere verschiedene Frequenzen gemessen werden können. Um auch die Chirp-BERA für diagnostische Zwecke in der Audiologie interessanter zu machen, wäre es hilfreich, die Chirp-Reize so auszulegen, dass eine noch genauere Frequenzspezifität möglich ist. Dadurch ergibt sich allerdings der Nachteil, dass die Messdauer verlängert wird. Die Chirp-BERA, wie sie in dieser Arbeit verwendet wurde, kann aber gut verwendet werden, um einen besseren Überblick über den tief- und hochfrequenten Bereich zu erhalten als es beispielsweise mit der Klick-BERA möglich ist. Die Chirp-BERA hat weitere Vorteile gegenüber der Klick-BERA. Mit der Chirp-BERA sind durch den frequenzansteigenden

Chirp höhere Amplituden möglich [(Elberling and Don 2008) (Bell, Allen and Lutman 2002) (Dau, et al. 2000)]. Zusätzlich kann mit der Chirp-BERA eine frequenzspezifischere Aussage über die Hörschwelle gemacht werden. Dies liegt ebenfalls an der technischen Beschaffenheit der Chirp-Reize. Die Durchführbarkeit der Chirp-BERA konnte in dieser Studie erneut aufgezeigt werden.

Inwiefern sich die Chirp-Reize durch die Verarbeitung der Hörsysteme verändern, war vor der Arbeit nicht klar und nicht abzusehen. Aus anderen Studien ist bekannt, dass die Verarbeitung der Hörsysteme zur Auswertung der Ergebnisse der BERA auf jeden Fall berücksichtigt werden müssen [(Billings, Tremblay and Miller 2011) (Billings, Tremblay and Souza, et al. 2007) (Baljic 2007) (Garnham, et al. 2000) (Beauchaine, et al. 1986)]. Aus diesem Grund wurden die Reize in ihrem Zeit- und Frequenzbereich untersucht, um so mögliche Einflüsse der Hörsysteme für die Auswertung berücksichtigen zu können. Bei der hier gewählten Einstellung der Hörsysteme konnten verschiedene Sachverhalte festgestellt werden. Die Hörsysteme wurden nach der Anpassformel DSL 5.0 angepasst. Daraus ergab sich eine recht lineare Verarbeitung der Hörsysteme. Das Kompressionsverhältnis lag für den gesamten Frequenzbereich, in dem eine Übertragung möglich, war zwischen 1 und 1,5. Der LChirp hatte einen Hauptfrequenzbereich der zwischen 0,1 und 1 kHz lag. Auf Grund der geringen Kompression in diesem Bereich ergaben sich nur geringe Änderungen des LChirp durch die Hörsysteme. Das Hauptfrequenzspektrum des LChirp blieb nach der Verarbeitung durch die Hörsysteme erhalten. Daher kann davon ausgegangen werden, dass die gleichen Bereiche auf der Basilarmembran gereizt wurden wie bei der Chirp-BERA ohne Hörsysteme. Dadurch war gewährleistet, dass die Welle V durch die gleiche Stelle auf der Basilarmembran ausgelöst wurde wie bei der Auslösung der Welle V ohne Hörsysteme über Kopfhörer. Durch die geringen Veränderungen des LChirp nach der Verstärkung durch die Hörsysteme ist es demnach möglich, die Chirp-BERA mit dem LChirp auch mit Hörsystemen durchzuführen. Für die Bewertung, ob die Hörsystemversorgung mit der Chirp-BERA verifiziert werden kann, ist es notwendig, die Freifeldlaufzeit und die Durchlaufzeiten des Signals durch die Hörsysteme zu berücksichtigen [(Billings, Tremblay and Miller 2011) (Billings, Tremblay and Souza, et al. 2007) (Pilot Blankenfelde GmbH; Steinmeier audiomed GmbH n.d.) (Beauchaine, et al. 1986)]. Erst dann können die Latenzzeiten miteinander verglichen werden. Für beide verwendeten Chirp-Reize wurden die gleichen Freifeldlaufzeiten angenommen (Kapitel 3.2.2.2). Die Durchlaufzeiten durch die Hörsysteme hingegen unterscheiden sich. Problematisch für eine konkrete Auswertung war der Umstand, dass

die Durchlaufzeit des verwendeten LChirp sowie des verwendeten UChirp in der ACAM 5 nicht gemessen werden konnte. Die Durchlaufzeiten wurden für einen implementierten Chirp-Reiz gemessen. Für den LChirp war das Frequenzspektrum bis auf geringe Ausnahmen mit diesem Chirp-Reiz fast komplett abgedeckt. Die Frequenzanteile zwischen 0,1 und 0,2 kHz fehlten. Insofern konnte davon ausgegangen werden, dass die Durchlaufzeiten des gemessenen Chirp-Reizes mit dem des verwendeten LChirp gut korrelieren. Im Vergleich der Latenzzeiten der Welle V der Messungen ohne Hörsysteme und der korrigierten Latenzzeiten der Welle V der Messungen mit Hörsystemen ergaben sich unterschiedliche Latenzzeiten. Generell gilt, dass die Latenzzeiten kürzer sind, je höher der Testpegel ist [(Elberling and Don 2008) (Bell, Allen and Lutman 2002)]. Demnach sollten die korrigierten Latenzzeiten der Messungen mit Hörsystemen kürzer sein, da der weitergeleitete Pegel höher ist. Dies konnte hier nur in 50 % der Fälle nachgewiesen werden. Eine Möglichkeit für diese Abweichung war möglicherweise der Umstand, dass die Messungen nicht in einem akustisch und elektrisch abgeschirmten Raum stattfanden. Gerade für die Messungen im Freifeld mit Hörsystemen können die Umgebungsgeräusche einen störenden Einfluss gehabt haben. Des Weiteren können Ungenauigkeiten durch die visuelle Auswertung der Welle V entstanden sein. Trotz dieser Fehlerquellen ist eine Verifikation der Hörsystemversorgung mittels der Chirp-BERA mit dem LChirp möglich.

Im Gegensatz zu dem LChirp waren die Veränderungen durch die Verarbeitung der Hörsysteme des UChirp-Reizes in größerem Maße vorhanden. Der UChirp unterlag deutlichen Verzerrungen durch die Hörsysteme gerade im hochfrequenten Bereich. Dies kann mit der kompressiveren Verarbeitung sowie der Begrenzung der Frequenzübertragung der Hörsysteme erklärt werden. Im Hochfrequenzbereich (ab etwa 4 kHz) arbeiteten die Hörsysteme mit einem Kompressionsverhältnis von etwa 1,4. Dieses Kompressionsverhältnis war höher als im Tieffrequenzbereich. Des Weiteren wurden die Frequenzen ab etwa 7,1 kHz durch die Hörsysteme nicht mehr übertragen. Der Übertragungsbereich der Hörsysteme lag zwischen 0,1 und 7,1 kHz. Erschwerend kam hinzu, dass eine Aussage über die Änderung des UChirp ab 5 kHz nicht möglich war, da die FFT-Analyse nur bis 5 kHz arbeitete. Somit konnte keine konkrete Aussage über eine Änderung des Hauptfrequenzbereich gemacht werden, der im ursprünglichen LChirp-Reiz zwischen 1 und 10 kHz liegt. Der Beginn dieses Hauptfrequenzbereiches blieb aber unverändert. Da auf Grund der fehlenden Übertragung durch die Hörsystembegrenzung nicht die gleichen Bereiche auf der Basilarmembran gereizt

wurden, kann nicht mit Sicherheit bewertet werden, ob die Durchführung der UChirp-BERA mit Hörsystemen möglich ist. Es sollen hier dennoch weitere Überlegungen angestellt werden in Bezug auf die Auswirkungen der Ergebnisse der BERA, die entstehen können.

Die größten Anteile des UChirp-Reizes wurden durch die Hörsysteme übertragen. Die Änderung der Frequenzanteile, die übertragen wurden, ergeben Änderungen in der Amplitude der ausgelösten Welle V. Dies wird deutlich, wenn die Klick- und Chirp-BERA miteinander verglichen wird. Der Klick-Reiz reizt einen kleineren Bereich auf der Basilarmembran als der Chirp-Reiz. Die Amplituden der Klick-BERA sind geringer als bei der Chirp-BERA bei gleichem Testpegel [(Elberling and Don 2008) (Dau, et al. 2000) (Wegner and Dau 2002)]. Je kleiner also der gereizte Bereich ist, desto kleiner wird die Amplitude. Bei der Messung mit Hörsystemen ändert sich daran nichts. Die Amplitude der Welle V bei der Auslösung mit Hörsystemen war allerdings dennoch größer als die Amplitude der Welle V bei der Auslösung ohne Hörsysteme. Die höhere Amplitude war bei der Messung mit Hörsystemen durch die höheren Testpegel bedingt. Denn je höher der Testpegel, desto höher die Amplitude (Bell, Allen and Lutman 2002). Die Amplituden der Messungen ohne und mit Hörsystemen können also nicht miteinander verglichen werden. Die Latenzzeiten hingegen sollten sich nicht ändern, da sie nicht davon abhängig sind, wie groß der gereizte Bereich ist, sondern ab welchem Bereich gereizt wird. Dies wird aus einer Studie von Bell et al. deutlich, in der Chirp-Reize mit verschiedenen Frequenzen auf ihre Durchführbarkeit getestet wurden. Dort konnte gezeigt werden, dass die Latenzzeiten ansteigen, je tieffrequenter der Chirp ist. Die untere Grenzfrequenz des Chirp-Reizes ist ausschlaggebend. Bei dem UChirp fehlten durch die Begrenzung der Hörsysteme die Frequenzanteile über 7,1 kHz. Trotz dieser fehlenden Frequenzanteile blieb der „Grundaufbau“ des UChirp erhalten. Der Chirp war weiterhin frequenzansteigend, die Laufzeitdifferenzen auf der Basilarmembran wurden somit weiterhin berücksichtigt. Durch die Berücksichtigung der Laufzeitdifferenzen auf der Basilarmembran fand eine synchrone und somit maximale Auslenkung der Basilarmembran statt. Dadurch ergeben sich keine Änderungen der Latenzzeiten (Dau, et al. 2000). Neben den Änderungen des UChirp durch die Verarbeitung der Hörsysteme mussten auch hier die Durchlaufzeiten durch die Hörsysteme berücksichtigt werden. Bei dem UChirp bestand das gleiche Problem wie bei dem LChirp. Der Chirp, der verwendet wurde, um die Durchlaufzeiten zu bestimmen, beinhaltete nicht alle Frequenzen, die der UChirp beinhaltete. Es fehlten gerade die hochfrequenten Anteile ab 5 kHz. Die

Durchlaufzeiten für diese fehlenden Frequenzen wurden im Vergleich der Latenzzeiten der Welle V der Messungen ohne und mit Hörsystemen nicht beachtet. Durch diese Nichtbeachtung wurde die korrigierte Latenzzeit unterschätzt. Es wurde weniger Zeit für die Korrektur abgezogen als eigentlich notwendig wäre. Aus einer genaueren Bestimmung der Durchlaufzeiten des UChirp-Reizes sollten kürzere Latenzzeiten für die korrigierten Werte der Messung mit Hörsystemen resultieren. Der Korrekturwert wäre größer. Somit würde sich eine korrigierte Latenzzeit ergeben, die kürzer ist, als die hier berechnete Latenzzeit. Dadurch würden sich auch kürzere Latenzzeiten ergeben im Verhältnis zu den Latenzzeiten der Messungen ohne Hörsysteme. Dieses Ergebnis wäre dann erwartungsgemäß, da die Latenzzeiten bei höherem Testpegel kürzer wären. In dieser Arbeit wurde allerdings in Kapitel 4.2.3.2 festgestellt, dass die korrigierten Latenzzeiten für die Messung mit Hörsystemen länger waren als ohne Hörsysteme. Trotz dieser Schwierigkeiten der Auswertung des UChirp ist es generell möglich, auch mit UChirp eine BERA mit Hörsystemen durchzuführen.

6. Ausblick

6.1 Weitere Messungen

Um die Möglichkeit der Verifikation einer Hörsystemversorgung mit der Chirp-BERA weiter zu evaluieren, sollten weitere Messungen durchgeführt werden.

Die bisher durchgeführten Messungen sollten ergänzt werden durch eine größere Anzahl von Probanden, um aussagekräftigere und repräsentativere Ergebnisse zu erhalten. Im Weiteren sollten die Messungen an schwerhörigen Probanden durchgeführt werden sowie an Säuglingen/Kleinkindern, die mit Hörsystemen versorgt werden, um auch hier zu prüfen, ob die Verarbeitung der angepassten Hörsysteme sichtbar und zu verifizieren sind. Bei diesen Messungen sollte darauf geachtet werden, dass sie in einem akustisch und elektrisch abgeschirmten Raum stattfinden, um äußere Einflüsse von möglichen Störgeräuschen zu minimieren, bzw. ausschließen zu können.

Die Messungen im Freifeld sollten ebenfalls erweitert werden. Dies bedeutet, Messungen für mehrere Testpegel durchzuführen. Durch diese Erweiterung sollte es möglich werden, kompressive Einstellungen von Hörsystemen zu ermitteln. Denn erst durch mehrere gemessene Pegel können Aussagen über die Einstellungen der Hörsysteme gemacht werden.

6.2 Wege in die Praxis

Um die Chirp-BERA anwendbar für die Praxis zu machen, ist es wichtig, dass die Hörgeräteakustiker geschult werden in der Handhabung sowie in der Auswertung. Nur wenn die Messungen korrekt ausgeführt und ausgewertet werden können, kann sichergestellt werden, dass die Verifikation zu einer normalen Hörentwicklung der Kinder führt. Sobald aber die Säuglinge/Kleinkinder für die Messung sediert werden müssen, ist eine Anwesenheit eines Arztes unerlässlich. Die Zusammenarbeit zwischen Ärzten, Audiologen und (Päd-)Akustikern sollte für diesen Bereich also weiter ausgebaut werden.

Ein großer Vorteil für die Praxis ist die kurze Messdauer für die einzelnen Messungen. Dennoch sollte ein fester Ablauf der Messungen festgesetzt werden. Durch die Festlegung eines Ablaufes kann eine Sicherheit für den Hörgeräteakustiker geschaffen werden.

Zusätzlich kann so auch sichergestellt werden, dass die Säuglinge/Kleinkinder adäquat und richtig mit Hörsystemen versorgt werden.

7. Anhang

7.1 Abkürzungen

| | |
|------------|---|
| AABR | Automated Auditory Brainstem Response |
| ABR | Auditory Brainstem Response |
| AEP | Akustisch evozierte Potentiale |
| AGC | Automatic Gain Control |
| ASSR | Auditory Steady-State Response |
| BERA | Brainstem Evoked Response Audiometry |
| BOLT | Broadband Output Limiting Targets |
| CERA | Cortical Evoked Response Audiometry |
| dB | Dezibel |
| DPOAE | Distorsionsprodukt otoakustische Emissionen |
| DSL [i/o] | Desired Sensation Level Input/Output |
| DSL m[i/o] | Desired Sensation Level multistage Input/Output |
| eHL | Estimated Hearing Level |
| ERA | Elektrische Reaktionsaudiometrie |
| FAEP | Frühe akustisch evozierte Potentiale |
| FF | Freifeld |
| FFT | Fast-Fourier Transformation |
| HdO | Hinter dem Ohr |
| HL | Hearing Level |
| Hz | Hertz |
| kHz | Kilo Hertz |
| L | Lautstärkepegel |
| LChirp | Low Chirp |
| LTASS | Long Term Average Speech Spectrum |
| nHL | Normalized Hearing Level |
| OAE | otoakustische Emissionen |
| REAG | Real-Ear Aided Gain |
| RECD | Real-Ear to Coupler Difference |
| REIG | Real-Ear Insertion Gain |

| | |
|--------|--|
| REM | Real-Ear Measurement |
| REUG | Real-Ear Unaided Gain |
| SPL | Sound Pressure Level |
| TEOAE | Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen |
| UChirp | Upper Chirp |
| UCL | Uncomfortable Level |
| VRA | Visual Reinforcement Audiometry |

7.2 Literaturverzeichnis

Bagatto, M., Scollie, S. D., Hyde, M. and Seewald, R. (2010). "Protocol for the provision of amplification within the Ontario Infant hearing program." *International Journal of Audiology* 49, 70-79.

Baljic, I. (2007). "Erfolgskontrolle von Hörgeräteversorgungen mittels ABR: Grundlagen und Experimente." *Masterarbeit*. Oldenburg.

Beauchaine, K. A., Gorga, M. P., Reiland, J.K. and Larson, L.L. (1986). "Application of ABRs to the hearing-aid selection process: preliminary data." *Journal of Speech and Hearing Research* 29, 120-128.

Bell, S. L., Allen R. and Lutman, M.E. (2002). "An investigation of the use of band-limited chirp stimuli to obtain the auditory brainstem response." *International Journal of Audiology* 41, 271-278.

Billings, C. J., Tremblay, K.L. and Miller, C.W. (2011). "Aided cortical auditory evoked potentials in response to changes in hearing aid gain." *International Journal of Audiology* 50 (7), 459-467.

Billings, C. J., Tremblay, K.L., Souza, P.E. and Binns, M.A. (2007) "Effects of Hearing Aid Amplification and Stimulus Intensity on Cortical Auditory Evoked Potentials." *Audiology & Neurotology* 12, 234-246.

Bohnert, A. (2008). "Hörgeräteanpassung innerhalb des ersten Lebensjahres."
Universitätsklinik für HNO und Kommunikationsstörungen, Mainz.

Bundesministerium für Gesundheit. (2008). "Tragende Gründe zum Beschluss des Gemeinsamen Bundesausschusses über eine Änderung der Kinder-Richtlinien: Einführung eines Neugeborenen-Hörscreenings". http://www.g-ba.de/downloads/39-261-681/2008-06-19-Kinder-Hörscreening_BAnz.pdf (aufgerufen am 13. Oktober 2011).

Dau, T., Wegner, O., Mellert, V. and Kollmeier, B. (2000) "Auditory brainstem responses with optimized chirp signals compensating basilar-membrane dispersion." *Journal of the Acoustical Society of America* 107 (3), 1530-1540.

Dillon, H. (2001). "Special Hearing Aid Issues for Children." In *Hearing Aids*, by Harvey Dillon, 404-433. Australien: Boomerang Press.

Elberling, C. and Don, M. (2010). "A direct approach for the design of chirp stimuli used for the recording of auditory brainstem responses." *Journal of the Acoustical Society of America* 128 (5), 2955-2964.

Elberling, C. and Don, M. (2008) "Auditory brainstem responses to a chirp stimulus designed from derived-band latencies in normal-hearing subjects." *Journal of the Acoustical Society of America* 124 (5), 3022-3037.

Frye, K. E. and Martin, R. (2008). "Real Ear Measurements." In *Audiology. Treatment*, by Valente, M., Hosford-Dunn, H. and Roeser, R.J., 72-93. New York: Thieme.

Garnham, J., Cope, Y., Durst, C., McCormick, B. and Mason, S.M. (2000). "Assessment of aided ABR thresholds before cochlear implantation." *British Journal of Audiology* 34, 267-278.

Gemeinsamer Bundesausschuss. (2008). "Bekanntmachung eines Beschlusses des Gemeinsamen Bundesausschusses über eine Änderung der Kinder-Richtlinien: Einführung eines Neugeborenen-Hörscreenings". http://www.g-ba.de/downloads/40-268-641/2008-06-19-Kinder-Hörscreening_TrG.pdf (aufgerufen am 13. Oktober 2011).

Hall, J. W. and Swanepoel, D. W. (2010). "Auditory Brainstem Response (ABR)." In *Objective Assessment of Hearing*, by Hall, J.W. and Swanepoel, D.W., 67-104. San Diego: Plural Publishing Inc.

Hall, J. W. and Swanepoel, D. W. (2010). "Auditory Steady-State Response." In *Objective Assessment of Hearing*, by Hall, J. W. and Swanepoel, D. W., 105-134. San Diego: Plural Publishing Inc.

Hall, J. W., and Swanepoel, D. W. (2010). "Otoacoustic Emissions." In *Objective Assessment of Hearing*, by Hall, J. W. and Swanepoel, D. W., 37-58. San Diego: Plural Publishing Inc.

Hoth, S. (2009) "Das universelle Hörscreening von Neugeborenen. Ein Problem mit vielen Dimensionen." *HNO* 57, 5-8.

Janssen, Th. (2009). "Otoakustische Emissionen ." In *Praxis der Audiometrie*, by Lehnhardt, E. and Laszig, R., 113-136. Stuttgart: Thieme.

Kießling, J. (2008). "Versorgung mit Hörgeräten." In *Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten*, by Kießling, J., Kollmeier, B. and Diller, G., 59-130. Stuttgart: Thieme.

Kinkel, M. (2009). "Hörgeräte." In *Praxis der Audiometrie*, by Lehnhardt, E. and Laszig, R., 165-187. Stuttgart: Thieme.

Maurer, K., Lang, N. and Eckert, J. (2005). "Akustisch evozierte Potentiale (AEP)." In *Praxis der evozierten Potentiale. SAP-AEP-MEP-VEP*, by Maurer, K., Lang, N. and Eckert, J., 65-154. Darmstadt: Steinkopff.

Mrowinski, D. and Scholz, G. (2006). "Otoakustische Emissionen." In *Audiometrie. Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*, by Mrowinski, D. and Scholz, G., 84-90. Stuttgart: Thieme.

Mrowinski, D. (2009). "Elektrische Reaktionsaudiometrie." In *Praxis der Audiometrie*, by Lehnhardt, E. and Laszig, R., 203-238. Stuttgart: Thieme.

Mrowinski, D. and Scholz, G. (2006). "Akustisch evozierte Potenziale (ERA)." In *Audiometrie. Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*, by Mrowinski, D. and Scholz, G., 91-104. Stuttgart: Thieme.

Mrowinski, D. and Scholz, G. (2006). "Kinderaudiometrie." In *Audiometrie. Eine Anleitung für die praktische Hörprüfung*, by Mrowinski, D. and Scholz, G., 105-111. Stuttgart: Thieme.

Petoe, M. A., Bradley, A.P. and Wilson, W.J. (2010). "Spectral and synchrony differences in auditory brainstem responses evoked by chirps of varying durations." *Journal of the Acoustical Society of America* 128 (4), 1896-1907.

Picton, T. W., Durieux-Smith, A., Champagne, S.C., Whittingham, J., Moran, L.M., Giguere, C. and Beauregard, Y. (1998). "Objective Evaluation of Aided Thresholds Using Auditory Steady-State Responses." *Journal of the American Academy of Audiology* 9 (5), 315-331.

Pilot Blankenfelde GmbH; Steinmeier audiomed GmbH. "Ojektive Anpassung von Hörgeräten unter Anwendung der Notched-Noise-BERA."

Ptok, M. (2009). "Hörprüfungen beim Säugling und Kleinkind." In *Praxis der Audiometrie*, by Lehnhardt, E. and Laszig, R., 97-112. Stuttgart: Thieme.

Purdy, S. C. and Kelly, A.S. (2008). "Auditory Evoked Response Testing in Infants and Children." In *Pediatric Audiology. Diagnosis, Technology, and Management*, by Madell, J. R. and Flexer, C., 132-144. New York: Thieme.

Scollie, S., Seewald, R., Cornelisse, L., Moodie, S., Bagatto, M., Lurnagaray, D., Beaulac, S. and Pumford, J. (2005). "The Desired Sensation Level Multistage Input/Output Algorithm." *Trends in Amplification* 9 (4), 159-197.

Sharma, A., Martin, K., Roland, P., Bauer, P., Sweeney, M. H., Gilley, P. and Dorman, M. (2005). "P1 Latency as a Biomarker for Central Auditory Development in Children with Hearing Impairment." *Journal of the American Academy of Audiology* 16, 564-573.

Stapells, D. R. (2000). "Frequency-Specific Evoked Potential Audiometry in Infants." *A Sound Foundation Through Early Amplification* 13-30.

Stapells, D. R. (1994). "Low-frequency hearing and the auditory brainstem response." *American Journal of Audiology* 3, 11-13.

Steinmeier, G. (2002). „Verfahren zur Anpassung eines Hörgerätes.“ *Patent DE 10121914A1*. Deutschland/Isenbüttel.

Wegner, O. and Dau, T. (2002). "Frequency specificity of chirp-evoked auditory brainstem responses." *Journal of the Acoustical Society of America* 111 (3), 1318-1329.

Wolter, T. (2005) "Evaluierung der Auditory Steady State Response und Anwendbarkeit in der Hörgeräteanpassung." *Diplomarbeit*. Lübeck.

7.3 Tabellen- und Formelverzeichnis

| | |
|--|----|
| Tab. 1: Durchlaufzeiten für einen Chirp aufgelistet für einzelne Frequenzen zwischen 0,2 und 5 kHz..... | 36 |
| Tab. 2: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den LChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils rechte Ohr | 47 |
| Tab. 3: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den LChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils linke Ohr | 49 |
| Tab. 4: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den UChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils rechte Ohr | 51 |
| Tab. 5: Latenzzeiten der Welle V in ms für alle Probanden für den UChirp gemessen über Kopfhörer für das jeweils linke Ohr | 53 |
| Tab. 6: Latenzzeiten der Welle V in ms des rechten Ohres für alle Probanden für den LChirp gemessen ohne und mit Hörsystem/en bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit | 56 |
| Tab. 7: Latenzzeiten der Welle V in ms des linken Ohres für alle Probanden für den LChirp gemessen ohne und mit Hörsystem/en bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit..... | 58 |
| Tab. 8: Latenzzeiten der Welle V in ms des rechten Ohres für alle Probanden für den UChirp gemessen ohne und mit Hörsystem/en bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit | 60 |
| Tab. 9: Latenzzeiten der Welle V in ms des linken Ohres für alle Probanden für den UChirp gemessen ohne und mit Hörsystem/en bei 60 dB nHL, sowie die Latenzzeiten der Welle V verrechnet mit der Freifeld- und Durchlaufzeit..... | 62 |
| Tab. 10: Latenzzeiten der Welle V in ms für beide Ohren für alle Probanden für die Messung ohne Hörsysteme und die korrigierten Werte der Messung mit Hörsystemen jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL des LChirp..... | 63 |
| Tab. 11: Latenzzeiten der Welle V in ms für beide Ohren für alle Probanden für die Messung ohne Hörsysteme und die korrigierten Werte der Messung mit Hörsystemen jeweils bei einem Pegel von 60 dB nHL des UChirp | 65 |
| Formel 1: Schallgeschwindigkeit für Temperaturen ungleich 0 °C..... | 34 |

Erklärung

der Studierenden im Bachelorstudiengang „Bachelor of Science“

Name: Sichelschmidt

Vorname: Lena

Mit der Abgabe der Bachelorarbeit versichere ich, dass ich die Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt habe.

.....
(Ort, Datum)

.....
(Unterschrift)